



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



ÂNGELO EMILIO BARROSO DE SALLES
CIRURGIÃO-DENTISTA

**“ANÁLISE FOTOELÁSTICA DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM
DOIS SISTEMAS DE PRÓTESES MANDIBULARES SOBRE
IMPLANTES: BARRA DISTAL E SOLDADA A LASER”**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia
de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas,
para obtenção do Título de mestre em Clínica
Odontológica, área de Prótese Dental.

Orientador: **Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo**

PIRACICABA

2008

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

Bibliotecária: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

Sa34a

Salles, Ângelo Emilio Barroso de.

Análise fotoelástica da distribuição de tensões em dois sistemas de próteses mandibulares sobre implantes: Barra Distal e Solda a Laser. / Ângelo Emilio Barroso de Salles. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2008.

Orientador: Mauro Antônio de Arruda Nóbilo.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Prótese dentária fixada por implante. 2. Lasers em odontologia. 3. Próteses mandibulares. 4. Implantes dentários osseointegrados. I. Nóbilo, Mauro Antônio de Arruda. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(mg/fop)

Título em Inglês: Photoelastic analysis of the distribution of the tensions in two systems of mandibular prosthesis over implants: Distal Bar and Laser Welding

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Dental prosthesis implant-supported. 2. Lasers in dentistry. 3. Mandibulars prosthesis. 4. Osseointegrated dental implants

Área de Concentração: Prótese Dental

Titulação: Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Mauro Antônio de Arruda Nóbilo, Alessandra Regina Deroges Damaceno, Marcelo Mesquita Ferraz

Data da Defesa: 27-11-2008

Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica



UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de MESTRADO, em sessão pública realizada em 27 de Novembro de 2008, considerou o candidato ÂNGELO EMÍLIO BARROSO DE SALLES aprovado.

PROF. DR. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NÓBILO

PROFa. DRa. ALESSANDRA REGINA DEROGIS DAMACENO

PROF. DR. MARCELO FERRAZ MESQUITA

DEDICATÓRIA

À minha querida esposa e companheira, MARIA EUGÊNIA.

Por me incentivar, apoiar e participar, de todos os momentos de minha vida pessoal e profissional.

Pela paciência, compreensão e dedicação aos nossos filhos nos momentos de minha ausência.

Por isso e muito mais, meu amor, muito obrigado!

Aos meus filhos, LUKAS E VINÍCIUS, crianças maravilhosas, sempre atentos a tudo, minha esperança do amanhã, meu amor e carinho eternos...

Aos meus pais, PAULO DE SALLES (in memoriam) e GERALDA BARROSO DE SALLES. Ele, meu modelo de vida, exemplo de honestidade e bom caráter. Ela, minha primeira professora, meu refúgio. Proporcionaram a mim amor, segurança e confiança acima de tudo.

Aos meus irmãos, PAULO TADEU (ZAINÉ), ANTÔNIO CELSO (UTA), MÔNICA (FILIPE) e ANA PAULA (MAURÍCIO), sempre parceiros, que incentivaram e torceram por mim nesta caminhada.

Dedico este trabalho.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP, em nome de seu Diretor Prof. Dr. FRANCISCO HAITER NETO e Diretor Associado Prof. Dr. MARCELO DE CASTRO MENEZHINI.

Ao Prof. Dr. JACKS JORGE JÚNIOR, Coordenador do Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba- UNICAMP.

À Profa. Dra. RENATA CUNHA MATHEUS RODRIGUES GARCIA, Coordenadora do curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela seriedade, dignidade e aplicação na condução do Programa.

À Profa. Dra. ALTAIR ANTONINA DEL CURY pela competência, discernimento e firmeza em que conduz seus ensinamentos, muito obrigado.

Ao Prof. Dr. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES, pessoa ímpar, generosa e prestativa. Amigo, muito obrigado pelos ensinamentos e amizade.

Ao Prof. Dr. MARCELO FERRAZ MESQUITA pela atenção, conselhos, troca de conhecimentos e pela amizade conquistada durante estes anos de convívio.

Ao Prof. Dr. RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI pela amizade e paciência ao transmitir seus conhecimentos.

Ao Prof. Dr. CLÁUDIO SENDYK, docente do departamento de Prótese Dental da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pela seriedade, presteza e auxílio na realização desta pesquisa.

Aos demais professores que com dedicação e amizade ajudaram a construir mais uma etapa da minha vida profissional, a vocês o meu muito obrigado.

À empresa NEODENT, na pessoa da Profa. Dra. IVETE SARTORI, pela doação dos componentes necessários para confecção deste trabalho.

Às colegas POLIANA BASTOS e JULIANA TAMIÃO, pelo grande apoio, presteza e amizade fraterna, minha profunda gratidão.

A todos os colegas e amigos da pós-graduação, pela convivência, amizade, troca de experiências e acima de tudo, pela compreensão.

À colega FLÁVIA LOPES, estagiária do departamento de Prótese Dental da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pela paciência e importante ajuda na utilização do polariscópio para o desenvolvimento desta pesquisa.

Ao técnico JOEL SOARES, profissional competente e dedicado, pelo apoio e auxílio na elaboração das próteses.

Às funcionárias do Departamento de Prótese e Periodontia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, SHIRLEY MORETO, JULIANA DE SOUZA e D^a JOSE pelo carinho e atenção nesses anos de convívio.

Aos funcionários da Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, EMILIO SALLES e RAQUEL SACCHI pela atenção, presteza e eficiência.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Primeiramente agradeço a DEUS, por tudo que me tem concedido nessa vida.

Ao Prof. Dr. MAURO ANTÔNIO DE ARRUDA NÓBILO, homem de grande coração, onde encontrei um amigo que orientou este trabalho de maneira clara e tranqüila, demonstrando grande sabedoria, compreensão, apoio e confiança. Prof. Mauro, muito obrigado pela oportunidade, ensinamentos e pelos momentos de alegria e descontração. Amigo, tenha minha eterna gratidão e respeito.

“A posse do saber não é nada se antes não vier a compreensão, humildade e a vontade de se dar.”

(Autor Desconhecido)

Ao Prof. JOSÉ MARCOS COSTA RENÓ, docente da Universidade Federal de Alfenas - UNIFAL, grande amigo e incentivador, a quem devo grande parte de minha formação profissional, meus sinceros agradecimentos.

À ESCOLA DE FARMÁCIA E ODONTOLOGIA DE ALFENAS (EFOA), instituição centenária, hoje chamada Universidade Federal de Alfenas - UNIFAL, onde iniciei esta caminhada, pelos ensinamentos, seriedade e aplicação na forma de conduzir seus cursos.

“Há um tempo em que é preciso abandonar as roupas usadas, que já tem a forma do nosso corpo, e esquecer os nossos caminhos, que nos levam sempre aos mesmos lugares. É o tempo da travessia: e, se não ousarmos fazê-la, teremos ficado, para sempre, à margem de nós mesmos”.

Fernando Pessoa

RESUMO

Este estudo avaliou por meio de análise fotoelástica, a distribuição *in vitro* das tensões geradas na interface “osso/implante” em próteses mandibulares, tipo protocolo, comparando duas técnicas de confecção: Solda a laser e Barra Distal (Neodent, Curitiba - PR) onde não se utiliza infra-estrutura metálica. Foram confeccionadas duas próteses com design similares (uma para cada técnica), sobre uma matriz metálica simulando um arco mandibular edêntulo, onde foram instaladas cinco réplicas de implantes de corpo único (GT- Neodent, Curitiba - PR). A partir de um molde de silicone de duplicação (Silibor - Clássico Artigos Odontológicos Ltda.) foi confeccionado um modelo em resina fotoelástica (Araldite GY279BR - Araltec Produtos Químicos Ltda. Guarulhos - SP) com cinco implantes GT (Neodent, Curitiba - PR) incorporados. Após a instalação de cada prótese sobre o modelo fotoelástico, utilizando 10 N/cm para aperto dos parafusos, foi realizada análise fotoelástica. Em seguida, foi aplicada carga oclusal de 100 N em toda extensão de cada prótese, com auxílio de uma placa metálica posicionada sobre a face oclusal dos dentes, e então realizada nova análise das tensões. Estas análises foram executadas com o auxílio de um polariscópio circular acoplado a uma máquina fotográfica digital (H1 - Sony, Japão), que permitiu a visualização das franjas e registrou através de fotografias digitais o comportamento das mesmas ao redor dos implantes no modelo fotoelástico. De acordo com os resultados, concluiu-se que a técnica utilizando Barra Distal distribuiu melhor, e transmitiu com menos intensidade, após o aperto dos parafusos, as tensões geradas na interface “osso/implantes” do que a técnica utilizando solda a laser. No entanto, ocorreu o inverso após o carregamento oclusal.

Palavras-chave: Barra Distal, prótese protocolo, prótese fixa sobre implantes, infra-estrutura soldada a laser.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate through photoelastic analysis, the *in vitro* distribution of the generated tensions in the "bone/ implant" interface in mandibular prostheses, protocol type, comparing two different working techniques: the idealized by Branemark and Distal Bar (Neodent, Curitiba - PR) where framework is not used. Two similar prostheses were made (one for each technique), on a metal matrix simulating an edentulous mandible, where five replications of single body implant were installed (GT-Neodent, Curitiba - PR). From a silicone mold for duplication (Silibor - Classico Artigos Odontológicos Ltda.), a model in photoelastic resin was created (Araldite GY279BR - Araltec Produtos Quimicos Ltda., Guarulhos - SP) with five GT implants (Neodent, Curitiba - PR) embedded. After the installation of each prosthesis on the photoelastic model, using 10 N/cm for tightening the screws, a photoelastic analysis was performed. Then a 100 N occlusion load was applied throughout each prosthesis extension with the help of a metal plate positioned on the occlusal face of the teeth, and then a new analysis of the tensions was conducted. These analyses were performed with the help of a circular polariscope attached to a digital camera (H1 - Sony, Japan), which allowed the visualization of the fringes and recorded by digital photos the behaviour of the implants. According to the results, it was concluded that the Distal Bar technique distributed better, and transmitted with less intensity, after the tightening of the screws, the generated tensions to the system "bone/implants" than the laser welding. However, it happened the opposite after the occlusal load.

Keywords: Distal Bar, protocol prosthesis, fixed prosthesis over implants, laser welding framework.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DA LITERATURA	4
3 PROPOSIÇÃO	37
4 MATERIAIS E MÉTODO	38
5 RESULTADOS	54
6 DISCUSSÃO	61
7 CONCLUSÃO	67
REFERÊNCIAS	68
ANEXO	77

1 INTRODUÇÃO

A utilização de implantes para reabilitações protéticas tem sido descrita na literatura há mais de três décadas (Branemark *et al.*, 1977; Adell *et al.*, 1981), demonstrando resultados satisfatórios. Dentre vários fatores que determinam o sucesso da permanência dos implantes “*in loco*” e da prótese instalada, a biomecânica destaca-se pelo seu papel fundamental. Desta forma, a necessidade de uma relação de passividade e a distribuição adequada de cargas oclusais entre implantes, componentes protéticos e tecido ósseo é fundamental para o sucesso de próteses implanto-suportadas (Branemark *et al.*, 1977; Skalak, 1983; Bidez & Misch, 1992; Brunski & Skalak, 1993; Weinberg, 1993; Misch CE, 2006). Teoricamente, considera-se passiva a prótese que, após a instalação, deva induzir carga zero sobre os implantes, seus componentes e osso circunvizinho desconsiderando aplicação de forças externas (Sahin & Cehreli, 2001).

A maioria dos trabalhos descritos sobre reabilitação protética tipo protocolo convencional e carga imediata enfatiza a tese de que os implantes devem ser espiantados por meio de barras metálicas rígidas com assentamento passivo, evitando assim micro movimentações que possam induzir tensões desfavoráveis entre o osso e o implante, implicando em reabsorções ósseas e conseqüente falha dos mesmos (Branemark *et al.*, 1977; Adell *et al.*, 1981; Skalak, 1983; Richter, 1989; Jemt, 1991; Weinberg, 1993; Tarnow *et al.*, 1997; Ortorp *et al.*, 1999; Szmuckler-Moncler *et al.*, 2000; Misch CE, 2006). No entanto, existe certa dificuldade na obtenção desta barra, devido às diversas etapas clínicas e laboratoriais para sua confecção (Sahin & Cehreli, 2001).

Com o objetivo de simplificar a construção de próteses para carga imediata, novas técnicas têm sido desenvolvidas através de cirurgias guiadas e utilização de componentes especiais como: barras pré-fabricadas, e sistemas computadorizados (Branemark Novum, Nobel®; Neopronto Neodent®;

SpeedMaster, Conexão[®]; Barra Laser, Conexão[®] e Cad/Cam, 3i Implant Innovations) porém, com custos elevados.

Entretanto, Testori *et al.* (2003), publicaram em um estudo comparativo que implantes e próteses submetidas à carga imediata, confeccionadas sobre cilindros pré-fabricados sem infra-estrutura metálica obtiveram, após seis meses, o mesmo índice de sucesso (98,9%) que aquelas confeccionadas com infra-estrutura metálica.

Assim, no intuito de facilitar ainda mais os procedimentos para confecção de próteses tipo protocolo, foi apresentada em 2004 por Lazzara *et al.*, como uma alternativa de tratamento reabilitador provisório, o sistema IOL DIEM (3i Implant Innovation-USA), o qual tem como principal inovação a ausência de infra-estrutura metálica. Similar a este sistema, foi lançado no Brasil o Barra Distal para prótese imediata (Neodent, Curitiba - PR). Trabalhos de autores como Castellon *et al.*, 2004; Misch CM, 2004; Nary *et al.*, 2004 e Thomé *et al.*, 2006, afirmaram que este novo sistema para próteses provisórias imediatas proporciona vantagens como praticidade da técnica, baixo custo e reduzido tempo clínico, propiciando maior satisfação ao paciente e minimizando problemas funcionais e psicológicos antes enfrentados ao submeter-se a técnica convencional. Por apresentar estas vantagens em relação ao método convencional, este vem despertando grande interesse clínico.

Porém, a condição de distribuição de cargas mastigatórias em um implante é bastante diferente daquela de um dente natural onde há o ligamento periodontal (Skalak, 1983; Brånemark & Zarb, 1987; Weinberg, 1993). Enquanto que, no dente natural ocorre micromovimentações de 56 a 108 micrometros, no implante dental limita-se a movimentação de, em média, 12 micrometros (Misch CE, 2006), correspondente à resiliência do tecido ósseo. Desta forma, a possibilidade de transmissão de cargas mastigatórias nocivas ao osso existe, e como dito anteriormente, podem provocar a falha precoce do implante instalado, quando essas cargas não estiverem bem distribuídas.

Assim, para avaliar a distribuição adequada de cargas, várias técnicas são utilizadas, dentre elas estão os métodos: da avaliação de tensão transferida por meio de strain-gauge (Clelland *et al.*, 1993; Fernandes *et al.*, 2003); do método de análise de elemento finito (Lum, 1992; Meyer *et al.*, 2001) e da análise fotoelástica (Thayer e Caputo, 1980; Campos Jr. *et al.*, 1986; Caputo, 1993; Clelland *et al.*, 1993; Clelland e Van Putten, 1997; Fernandes *et al.*, 2003; Bastos, 2005).

Nesta pesquisa foi utilizada a técnica da análise fotoelástica que se baseia na propriedade óptica de certos materiais plásticos transparentes que apresentam diferentes índices de refração quando submetido a um estado de tensão/deformação. Quando a luz branca incide sobre estes materiais ela apresenta diferentes comprimentos de onda, que através de filtros pode ser polarizada em diferentes cores. Estes efeitos ópticos se manifestam como “franjas coloridas”, que possuem um número de ordem (valor), dependendo da intensidade da carga. A ordem de franja em um ponto está relacionada com o estado de tensão no modelo, permitindo a visualização direta das tensões geradas sobre uma determinada estrutura.

Diante destas considerações e reconhecendo a necessidade de mais informações científicas, a intenção desse trabalho foi avaliar o sistema para prótese tipo protocolo Barra Distal (Neodent, Curitiba - PR), quanto à distribuição de tensões geradas na interface “osso/implante” quando submetido a cargas oclusais. Para isso, foi comparado com o método de confecção de prótese tipo protocolo soldado a laser, com auxílio de análise de transferência de tensão por meio do método da fotoelasticidade.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 PRÓTESE SOBRE IMPLANTE EM MANDÍBULA EDÊNTULA

Brånemark *et al.* (1977) publicaram um estudo longitudinal de 10 anos utilizando implantes osseointegrados em humanos, onde demonstraram que esta modalidade de tratamento para pacientes edêntulos era confiável e promissor, desde que fosse observado um período de espera para osseointegração de 4 meses na mandíbula e 6 meses na maxila antes do carregamento. Naquele momento já foi observada a presença de perda óssea ao redor dos implantes, assim como a ação deletéria da sobrecarga sobre eles.

Adell *et al.* (1981) realizaram estudo em 371 pacientes, onde avaliaram 2768 implantes instalados em 410 maxilares edêntulos, no período de 15 anos, com o acompanhamento anual. Os procedimentos cirúrgicos foram seguidos de forma rigorosa, bem como os cuidados pós-operatórios. Após o período de cicatrização (3 a 4 meses para mandíbula e 5 a 6 para maxila), foram colocados os cicatrizadores, e após duas semanas instaladas as próteses fixas, que eram removidas facultativamente, para higienização e acompanhamento. Exames, clínico e radiográfico, foram realizados para avaliação periodontal, análise da oclusão, estabilidade da prótese e distribuição de estresse. Os resultados clínicos mostraram índices de sucesso de 81 a 88% em maxilas e 91 a 97% em mandíbulas.

Novamente Adell *et al.* (1990) avaliaram 759 implantes instalados em 700 pacientes totalmente desdentados, onde encontraram resultados satisfatórios com índice de estabilidade das próteses fixas acima de 95% na maxila, em um período de acompanhamento de 5 a 10 anos e com a redução para 92% após 15 anos. Enquanto que na mandíbula, o índice foi de 99% após 15 anos.

Jemt (1991) realizou estudo onde 391 desdentados maxilares e mandibulares foram tratados com próteses fixas suportadas por 2.199 implantes.

Os pacientes foram acompanhados por um ano; a proporção de sucesso foi de 99,5% para as próteses e 98,1% para implantes. O número de complicações severas foi baixo, mas foi possível identificar uma proporção significativamente maior na maxila que na mandíbula. Os problemas foram facilmente resolvidos com possibilidade de recuperação das próteses.

Tarnow *et al.* (1997) avaliaram, através de estudos longitudinais de 1 a 5 anos, 107 implantes colocados em 10 pacientes totalmente edêntulos, onde foram instalados em cada paciente no mínimo 10 implantes. Nesses pacientes pelo menos 5 implantes ficaram submersos durante o período de cicatrização e os demais foram carregados no mesmo dia. Dos 69 implantes que foram carregados imediatamente, 67 foram osseointegrados e dos 38 submersos, 37 também osseointegraram. Posteriormente todos os pacientes foram restaurados com próteses definitivas. Os resultados demonstraram que carga imediata esplintada rigidamente em arcos completamente edêntulos pode ser uma modalidade de tratamento viável.

Szmuckler-Moncler *et al.* (2000) analisaram as razões que levaram Branemark e colaboradores em 1977, a exigir longos períodos (de 3 a 6 meses) para a instalação de próteses sobre os implantes. O carregamento antes deste período era interpretado como um indutor de tecido fibroso na interface osso-implante. Os autores afirmaram ser o excesso de micromovimentos durante a fase de cicatrização o responsável pelo insucesso da osseointegração. Disseram ainda que um limiar de micromovimentos entre 50 a 150 μm é tolerável pelo osso e, se os implantes fossem carregados imediatamente, com uma esplintagem rígida, seriam capazes de manter o montante das micromovimentações abaixo do limiar deletério ao osso. Afirmaram também, que o sucesso para carga imediata requer uma rigorosa seleção dos pacientes para alcançar uma ótima estabilidade primária.

Müller *et al.* (2004) realizaram um estudo com o intuito de qualificar ainda mais o protocolo original. Este protocolo, desenvolvido pela equipe de

Branemark, exigia após a instalação do implante, um período de espera de seis meses na maxila e quatro meses na mandíbula, para então ativá-lo. Com êxito na instalação de implantes em apenas um estágio cirúrgico, os autores descreveram o sucesso do uso da carga imediata em implantodontia. Afirmaram que carga imediata diminui o tempo de tratamento, propiciando maior satisfação ao paciente, minimizando problemas funcionais e psicológicos antes enfrentados ao submeter-se à técnica cirúrgica de instalação de implantes osseointegráveis.

2.2 BIOMECÂNICA

Skalak (1983) analisando a biomecânica de tratamentos com implantes osseointegrados observou a diferença entre as propriedades mecânicas do osso e do titânio, explicando que, devido a essa diferença, as sobrecargas irão repercutir sobre o tecido ósseo. O autor comentou que o ligamento periodontal tem a função de absorver impactos e concluiu que a interface osso/implante permite a transferência de força direta para o tecido ósseo. Essa distribuição de cargas sobre os implantes dependeria da quantidade e disposição dos implantes e ajuste passivo das próteses sobre estes, sugerindo que *cantilevers* poderiam ser prejudiciais a biomecânica.

Brånemark & Zarb (1987) consideraram alguns aspectos sobre biomecânica. A extrema justaposição de um implante com o osso tem como resultado uma conexão rígida que transmite tensão com um pequeno movimento relativo e, qualquer força aplicada ao implante é transmitida ao osso com magnitude e duração alta, e força repentina de grande impacto.

Lindquist *et al.* (1988) afirmaram que a oclusão é fundamental para a longevidade das próteses sobre implantes. Estudaram os efeitos longitudinais das forças oclusais em implantes e observaram reabsorções ósseas ao redor do implante. Os resultados mostraram que os implantes mediais quando comparados aos posteriores, sofreram uma maior perda óssea. Concluíram que a sobrecarga é a principal causa da perda óssea quando associada a uma higiene deficiente.

Lundgren & Laurell (1989) relataram que ao longo do tempo, podem ocorrer alterações no padrão de oclusão por desgastes, e por isso, sugeriram um exame regular da oclusão para detectar e corrigir essas alterações.

No mesmo ano, Rangert *et al.*, analisaram as forças e momentos nos implantes de Brånemark com o objetivo de orientar o clínico em relação à geometria de uma prótese, devido a sua grande influência na carga mecânica que atua sobre o implante. A qualidade do osso, o comprimento de fixação e o tempo de cura são parâmetros cruciais a considerar, quando avaliado a carga aceitável do osso. Relataram que durante a mastigação, forças verticais atuam nos dentes, porém forças transversais são também criadas pelo movimento horizontal da mandíbula e a inclinação das cúspides. As maiores concentrações de tensão foram nas regiões mesial e distal ao pescoço do implante, quando comparadas com o lado vestibular e lingual. Estas forças são transmitidas da prótese para o implante, e desta para o osso. Para os autores, é difícil calcular limites fixos para cargas sobre implantes.

Ainda em 1989, Richter afirmou que cargas horizontais em implantes transmitem maiores tensões ao osso cortical, por isso, a redução na mesa e o ajuste oclusal como forma de atenuar o aparecimento de cargas destrutivas ao osso alveolar, é recomendada.

Bidez & Misch (1992) observaram por meio de pesquisas clínicas e laboratoriais que o sucesso clínico e longevidade dos implantes são controlados, em grande parte pelo fator biomecânico. Afirmaram que a oclusão serve como importante determinante no direcionamento das cargas, pois, a pressão exercida sobre os implantes pode ser controlada se for levar em consideração a influência do desenho do implante, do tipo de cirurgia e da prótese. Ainda complementaram afirmando que forças compressivas devem ser dominantes nas próteses sobre implantes, pois, são melhores absorvidas pelo osso cortical, que é mais resistente a esse tipo de força.

Lum (1992) afirmou que implantes curtos não devem ser utilizados, pois é necessária uma dissipação de forças sobre uma ampla área do implante, para que haja preservação de osso alveolar. Estudos em análise de elemento finito têm mostrado que forças oclusais são transmitidas inicialmente na região da crista óssea. O autor recomendou a utilização de implantes de maior diâmetro, e em maior quantidade possível. E justificou que o uso de implantes mais longos serve para facilitar a transferência de cargas oclusais para uma maior área de superfície do osso e conseqüentemente distribuição mais favorável das cargas.

Ainda em 1992, Meriscske-Stern *et al.* compararam a transmissão de forças durante a mastigação e forças funcionais nos implantes em sobredentaduras mandibulares. Os autores concluíram que a carga vertical é dominante, mas forças horizontais não devem ser negligenciadas, e que estas forças devem ser evitadas na porção cervical do implante. A magnitude das forças mastigatórias foi mais baixa nas sobredentaduras que em dentes naturais. Além disso, as forças oclusais variaram de acordo com cada indivíduo, dependendo da morfologia facial e do grau de atrofia mandibular.

Brunski & Skalak (1993) relataram alguns fatores importantes que devem ser considerados para avaliação das cargas que incidem sobre os implantes osseointegrados: 1) tipo de mastigação (frequência, força de mordida, seqüência do ciclo mastigatório, lado preferencial de mordida, movimentos mandibulares, etc.) 2) tipo de prótese (total ou parcial; muco-suportada, implanto-retida ou implanto-suportada; quantidade, tamanho e localização dos implantes e material restaurador oclusal). Ainda enfatizaram que outros fatores a serem considerados são as propriedades biomecânicas das estruturas e materiais que compõe a prótese, o implante e o tecido ósseo adjacente, tais como: módulo de elasticidade, resiliência, tipo de conexão entre os implantes e a prótese (cimentada ou parafusada), quantidade e qualidade óssea, padrão muscular e relacionamento com o antagonista.

Weinberg (1993) estudou a distribuição de forças em próteses implanto-suportadas. De acordo com o autor, a distribuição de forças entre os componentes de um sistema depende de um complexo relacionamento entre rigidez relativa das partes estruturais e seu meio de sustentação (ligamento periodontal ou osseointegração). Em dentes naturais o meio de distribuição de forças depende da estrutura rígida do dente e da prótese. Já nos implantes, devido às características da osseointegração que não permitem micromovimentos, a distribuição de forças aos implantes depende do grau de deformação do tecido ósseo, do implante, do intermediário, dos parafusos de retenção (do intermediário e do ouro) e da própria prótese. Levando-se em conta que o ligamento periododontal permite movimentos de ordem de 100 μm , a distribuição de forças entre os implantes é bem menor que em dentes naturais. O autor afirmou também que a falta de adaptação passiva pode levar à alta incidência de fadiga do metal e até sua falha. Em uma prótese unitária, o afrouxamento ou falha do parafuso de ouro torna-se clinicamente visível. No caso de uma prótese múltipla, a falta de adaptação na interface intermediário/cilindro de ouro e a subsequente falha do parafuso de ouro, deslocam a força oclusal para outros pontos onde há uma interface adaptada, com pré-carga adequada. Como resultado, os demais implantes podem ser sobrecarregados, especialmente, se a falha ocorrer no implante distal de uma prótese com extensão em *cantilever*.

Wee *et al.*, em 1999, realizaram uma revisão de literatura, que incluía artigos clínicos e laboratoriais, onde demonstravam estratégias na intenção de melhorar o assentamento nas próteses implanto-suportadas. Dos métodos sugeridos, apenas alguns apresentaram eficácia cientificamente comprovada. Grande parte das estratégias avaliadas mostraram um ligeiro desajuste, entre as estruturas e os intermediários dos implantes. Os resultados demonstraram que múltiplos fatores impedem a obtenção do conceito “assentamento passivo” nas próteses implanto-suportadas, mas ainda é recomendável a realização de um trabalho meticuloso, procedimentos precisos e a utilização apropriada de métodos que tentam obter o assentamento preciso das próteses em seus componentes.

Misch CE (2000) afirmou que a densidade óssea está diretamente relacionada com a distribuição mecânica das tensões ao tecido ósseo. E que a melhor distribuição ocorreu principalmente onde o osso se contata com o implante, sendo a percentagem de contato ósseo significativamente maior em osso cortical do que em osso trabecular.

Meyer *et al.* (2001) estudaram a influência da qualidade óssea na distribuição de tensões na interface osso-implante. Foram avaliadas maxilas normais e atroficas por meio de análise de elemento finito. Os resultados mostraram que a qualidade óssea está diretamente relacionada com a distribuição de tensões e foi observada distribuição mais homogênea na presença de osso esponjoso.

Sahin & Cehreli (2001) realizaram uma revisão de literatura sobre o significado clínico do assentamento passivo em infra-estruturas implanto-suportadas. De acordo com os autores, o assentamento passivo é um dos pré-requisitos mais importantes na manutenção da osseointegração e para tal, a infra-estrutura não deveria, teoricamente, induzir qualquer tipo de tensão sobre os componentes de implantes e tecido ósseo. Relataram ainda, que não havia estudos clínicos longitudinais que demonstrassem falhas dos implantes atribuídas especificamente a desadaptação das infra-estruturas. Para os autores, a presença de uma desadaptação requer seccionamento e soldagem da peça para tentar minimizá-la. No entanto, a soldagem convencional ou solda a laser não provê necessariamente assentamento passivo, mas sim um decréscimo no total de forças ao redor dos implantes. Afirmaram que, cada passo na fabricação da infra-estrutura influencia no resultado da adaptação, assim como o material de impressão, técnica utilizada, expansão de cristalização do gesso especial, expansão do material de revestimento e o tipo de liga utilizada. Concluíram que o assentamento passivo absoluto não tem sido encontrado nas últimas três décadas e os materiais e as técnicas utilizadas na confecção de estruturas metálicas não

são dimensionalmente precisos, mas um assentamento com desadaptação inferior a 150 µm permite maior longevidade das fixações.

Sahin *et al.* (2002) realizaram uma revisão de literatura a respeito da influência de forças funcionais na biomecânica de próteses implanto-suportadas. Concluíram que os resultados são melhores em algumas circunstâncias: quando não há forças oclusais excessivas; se os implantes são inseridos em osso denso; quando o número e o diâmetro dos implantes aumentam; se a posição favorece a redução dos momentos de força; e quando os implantes são utilizados como suporte de próteses fixas.

2.3 SOLDA A LASER

Gordon & Smith (1970) dissertaram sobre o uso do laser na odontologia, afirmando que é uma técnica rápida, econômica e precisa para a união de metais. O estudo clínico constou de 19 pacientes, onde foram confeccionadas próteses fixas de quatro elementos associadas a próteses removíveis com encaixes de precisão, onde a porção macho foi fixada à estrutura através de solda a laser. Os resultados demonstraram sucesso em todas as áreas soldadas e vantagens como: pequena indução de distorção, otimização do tempo de trabalho laboratorial, aplicação em metais não preciosos, ausência de falha nos pontos de solda, resistência na área de solda compatível à resistência do metal e manutenção anatômica da região interproximal.

Em 1985, Parr *et al.*, descreveram sobre o titânio e suas ligas, como material para uso odontológico. Características como biocompatibilidade, rigidez, resistência à corrosão e à fratura permitem que este material apresente sucesso para uso na odontologia por longo prazo. O titânio puro sofre alteração quando submetido à temperatura acima de 882°C produzindo propriedades diferentes do seu estado original. A adição de carbono, oxigênio, nitrogênio e ferro acarretam melhora nas propriedades mecânicas do titânio puro; sendo que o Ti

comercialmente puro apresenta traços destes elementos. Nas ligas de titânio são incorporados componentes como alumínio, para aumento da resistência e redução do peso, e vanádio para estabilização, as quais também apresentam propriedades mecânicas e físicas favoráveis para sua utilização. O titânio apresenta resistência à corrosão, tanto na sua forma pura ou como liga, pela formação de uma camada estável de óxido de titânio (TiO_2) em sua superfície. Os autores relataram ainda, que uma das desvantagens do uso do titânio se deve a dificuldade no processo de fundição.

Sjögren *et al.* (1988) avaliaram a resistência à tensão, tração e porcentagem de flexão em corpos de prova de titânio que foram unidos e soldados a laser, comparados com barras confeccionadas em liga de ouro tipo III unidas por brasagem. Foram confeccionados 8 grupos, com barra em titânio de 70 mm de comprimento nas espessuras de 2 e 5 mm; e comparados com grupos equivalentes, porém com barras seccionadas na região central e unidas por soldagem a laser. As variáveis da solda foram: níveis de energia de 12-30 joules, duração do pulso de 6-10 ms e frequência de 3-10 Hz. Através de fotografia em microscopia eletrônica, os resultados obtidos foram comparados com os valores dos grupos de 8 barras em ouro tipo III, com 5 mm de diâmetro e unidos por brasagem. Durante o teste de flexão, as amostras em ouro unidas por brasagem fraturaram cruzando o ponto de união, e as amostras inteiras fraturaram em volta do centro das mesmas. Nas amostras de titânio soldadas a laser a fratura ocorreu no centro do ponto de solda. Os valores da porcentagem de flexão demonstraram uma redução tanto para o titânio soldado a laser, quanto para a liga de ouro tipo III após a brasagem, a resistência a tensão e a tração alterou para mais ou para menos, dependendo das variáveis na soldagem. Os grupos soldados apresentaram maiores porosidades. Em contrapartida, o grau de deformação foi maior para as barras inteiras.

Clelland *et al.* (1991) investigaram a deformação do titânio sob forças oclusais sobre implantes. Os autores afirmaram que o titânio não sofre fadiga sob

forças oclusais normais. O titânio é mais rígido que o osso, porém apresenta módulo de elasticidade compatível ao do osso, o que favorece a distribuição de tensões na interface osso-implante. Os autores acreditaram na necessidade de investigar a capacidade do osso em suportar cargas funcionais, pois o limite do osso em tolerar cargas, sem causar danos, é difícil de ser mensurado.

Lautenschlager & Monaghan (1993) citaram que as propriedades do titânio como baixo peso, alta flexão, baixo módulo de elasticidade, resistência à corrosão, biocompatibilidade, possibilidade de soldagem e a facilidade de acabamento, tornam este material excelente para aplicações odontológicas em implantes e restaurações fundidas. Estudos demonstraram uma pequena ou nenhuma reação em ambos os tecidos (mole e duro) da cavidade oral. Segundo os autores, a biocompatibilidade deste metal deve-se a formação de uma camada passivadora a base de óxido de titânio, que protege sua superfície, a qual é bem aderida e inerte ao ataque eletroquímico. Esta camada passivadora não só produz resistência à corrosão, mas também permite que os fluídos fisiológicos, proteínas e tecidos orais sejam depositados diretamente sobre esta. Os autores ressaltaram ainda, a necessidade de pesquisas adicionais em função da resposta biológica e para melhorar as técnicas de união titânio-cerâmica e fundição.

Yamagishi *et al.* (1993) verificaram as propriedades mecânicas da soldagem a laser em Ti, comparadas com o Ti original e submetidas ao teste de flexão e dureza Vickers. De acordo com os resultados, a resistência à flexão está correlacionada com a atmosfera e intensidade de radiação da área soldada. Portanto, quanto maior a intensidade de radiação, tanto de ar como gás argônio, maior a flexibilidade das amostras; em contra partida em baixas intensidades as amostras tornaram-se frágeis. O teste de dureza demonstrou um melhor resultado após as amostras terem sido soldadas em atmosfera de gás argônio. Os autores concluíram que a solda a laser é efetiva quando submetida ao gás argônio, porém os resultados variaram de acordo com a intensidade de irradiação.

Berg *et al.* (1995) compararam as propriedades mecânicas do titânio comercialmente puro (*cp*) após a fundição e sob as condições de soldagem a laser, com as propriedades do ouro tipo IV, por estas serem consideradas padrão ouro. Foram confeccionadas 39 barras, divididas em três grupos: G 1 fundição de titânio *cp* grau II (O'Hara Dental-Titanium O'Hara Co. Ltda., Osaka, Japão); G 2 titânio *cp* fundido e soldagem a laser; e G 3 barras em ouro tipo IV (Delta 2, K.A. Rasmussem, Hamar, Noruega). Todas as barras foram submetidas aos testes de tensão, resistência ao escoamento e percentual de flexão. A resistência da liga de ouro foi maior que a do titânio CP. Entretanto, a resistência da solda a laser no titânio foi similar a brasagem da liga de ouro. De acordo com os autores estes resultados sugeriram que restaurações dentais fundidas em titânio podem satisfazer os requisitos clínicos.

Wang & Welsch (1995) realizaram uma pesquisa, onde foram testados os métodos: soldagem com eletrodo de tungstênio, soldagem a laser, soldagem por irradiação de raios infra-vermelhos para titânio e liga de Ti-6Al-4V. A colocação de um baixo nível de energia do sistema de soldagem a laser Nd: YAG (Lasag AG Corp, Thun, Suíça), não forneceu calor suficiente para que o metal fundisse, e a aplicação de altos níveis de energia causou a evaporação dos metais que ocasionou a formação de superfícies côncavas. Determinou-se então, 18 Joules de nível de energia aplicados com frequência de 2 Hz e com pulso de 12 m/seg. Os resultados mostraram que as uniões soldadas foram mais fracas do que o grupo controle sem solda, e quando analisadas no microscópio eletrônico, todas as amostras soldadas a laser apresentaram regiões soldadas na periferia e uma na região central sem solda, o que resultou em baixos níveis de resistência à tração.

Tambasco *et al.* (1996) estudaram a utilização da soldagem a laser em laboratório. Ressaltaram algumas características, vantagens e desvantagens do uso em Odontologia. De acordo com os autores, a luz produzida pela soldagem a laser não pode ser observada pelo olho humano devido ao longo comprimento de

onda, e o feixe do laser é mantido a 0,5 mm de diâmetro, concentrando a radiação da luz numa pequena área de superfície. A energia de luz é absorvida pela superfície do metal e convertida em calor, o qual penetra no interior do metal por condução. No centro do foco do raio laser, o metal pode ser vaporizado quando se utiliza muita energia. Ainda que o metal derreta na zona de alcance do foco do laser, o metal em torno se mantém relativamente frio. Relataram ainda que, o sucesso da soldagem a laser depende da profundidade de penetração do raio. Entretanto, a espessura do metal deve ser considerada e a profundidade de penetração ajustada adequadamente. Quando as dimensões do metal podem ser controladas, a espessura recomendada é cerca de 3 mm e uma profundidade de soldagem de 1,5 mm para a maioria das aplicações. Esta profundidade permite uma resistência adequada da junta da solda e minimiza a entrada de calor no metal, promovendo menor distorção da peça. É necessário uma profundidade de penetração maior possível para obtenção de maior resistência, porém, o risco de distorção da peça protética é maior. No entanto, uma penetração insuficiente resulta em junta de solda enfraquecida. A penetração é controlada pela variação da voltagem associada com o pulso do laser e não pela duração do pulso. Aumentando a duração do pulso, geralmente só aumenta a quantidade de energia sobre a peça, mas não a penetração da solda. E isto levaria a maior concentração de calor, aumentando a possibilidade de distorção da peça protética, devido à expansão térmica. Outro fator que pode afetar esta penetração seria o ângulo em que o raio laser atinge a superfície do metal. Este ângulo deve ser reto em relação à superfície. Os autores destacaram algumas vantagens da solda a laser: 1) apresenta uma fonte de calor concentrada de alta energia que reduz problemas de distorção; 2) possibilita a soldagem no modelo de trabalho, devido a baixa quantidade de calor liberado; 3) é mais precisa, pois, exige que as peças de metal estejam em contato direto entre si, reduzindo o potencial de distorção; 4) resistência ao escoamento da junta de solda é idêntica ao metal de origem; 5) tempo de trabalho reduzido. Apresentaram também algumas desvantagens, como: 1- alto preço inicial do equipamento; 2- maiores espaços para a posição do

equipamento; 3- algumas dificuldades iniciais, para conseguir a qualidade ideal nas soldagens; 4- características de flexibilidade, condutibilidade térmica, densidade e composição do metal-base de algumas ligas dificultam a soldagem a laser.

Craig *et al.* (1997) descreveram as vantagens do titânio como resistência a degradação eletroquímica, baixo módulo de elasticidade, baixo peso, baixa densidade, resistência à corrosão e biocompatibilidade, importantes para o uso deste metal na Odontologia. Relataram ainda, que a reatividade química e seu alto ponto de fusão (1700°C), são fatores que podem influenciar seu processo de fundição.

Chai & Chou (1998) avaliaram as propriedades mecânicas do titânio comercialmente puro em diferentes condições de soldagem a laser, para determinar os parâmetros ótimos em termos de duração e voltagem. Foram utilizadas 57 barras fundidas em titânio de acordo com a especificação ISO 6871 e foram divididas em nove grupos experimentais e um grupo controle. As barras seccionadas foram soldadas a laser em diferentes durações (8, 10 e 12 m/s) e níveis de energia (290, 300 e 310 V), e então avaliadas para classificar a tensão máxima, resistência ao escoamento e porcentagem de alongamento. Os resultados mostraram que os valores para resistência a tensão oscilaram entre 374 a 562 Mpa, a resistência ao escoamento de 206 a 338 Mpa e a porcentagem de alongamento ficou entre 2,49 e 10,58 %. O aumento de impurezas como nitrogênio e oxigênio melhoraram as propriedades de resistência a tensão, mas diminuí consideravelmente a ductibilidade e aumenta a fragilidade. Os autores concluíram que melhor resistência à tração foi obtida quando foi utilizado 305 V e 12 m/s, 310 V e 10 m/s para a resistência ao escoamento e 300 V e 12 m/s para melhor porcentagem de alongamento. A voltagem foi o único fator significativo que influenciou a resistência à tensão e a resistência do produto da união. Um aumento da voltagem conduz a maior profundidade de soldagem. A duração não influenciou a resistência das uniões soldadas a laser. A voltagem de 300 V e

12m/s resultou em ótimas condições de soldagem, fornecendo quantidades adequadas de nitrogênio e oxigênio na área da soldagem para permitir melhores propriedades físicas.

Ortorp *et al.* (1999) realizaram uma pesquisa com o objetivo de comparar os resultados de um estudo clínico e radiográfico, desenvolvidos durante 5 anos de uso de prótese implanto-suportadas em titânio soldadas a laser, com infra-estruturas fundidas pela técnica convencional em liga de ouro. Os resultados mostraram-se satisfatórios para ambos os grupos, mas em pacientes com infra-estruturas de liga de ouro, houve uma perda óssea cervical de aproximadamente 0,5 mm ao redor dos implantes. Os autores concluíram que as infra-estruturas de titânio soldadas a laser constituem uma alternativa confiável na construção de próteses sobre implantes.

Souza *et al.* (2000) realizaram um estudo comparando as uniões soldadas com o uso de brasagem e soldadas a laser. Os autores concluíram que na soldagem a laser, o feixe transfere menor energia ao metal-base, minimizando o tamanho da área afetada pelo calor e as distorções das peças protéticas, sendo este processo mais adequado do que a brasagem. Segundo os autores, isso ocorreu por que o calor fornecido na solda a laser é próximo do mínimo para fundir o metal, além de permitir a transmissão do feixe em locais de difícil acesso.

Sousa & Nóbilo (2001) avaliaram o assentamento passivo de infra-estruturas fundidas em liga de titânio e liga de paládio-prata, confeccionadas pela técnica de monobloco e soldagem a laser, utilizando microscópio mensurador (STM Digital – Olympus, Japão). Entre as técnicas avaliadas, as que apresentaram melhores resultados foram as que usaram soldagem a laser, e o material titânio apresentou melhores resultados em relação à liga paládio-prata.

Wiskott *et al.* (2001) realizaram um estudo comparando a microestrutura de amostra de titânio puro submetidas à soldagem a laser com diferentes tipos de união: brasagem com infra-vermelho; soldagem com arco de gás tungstênio (GTAW) e soldagem com gás de elétrons. Os resultados

mostraram que nas amostras soldadas a laser houve continuidade entre titânio puro e solda, não ocorrendo o mesmo nas demais soldagens. Como conclusão os autores afirmaram que a solda a laser oferece vantagens devido a concentração de solda em um ponto muito pequeno e rápido resfriamento.

Anusavice (2003) relatou em seu trabalho algumas características do titânio, como a alta resistência à tração, baixa densidade, resistência à corrosão e oxidação. Citou também sobre a camada de alta dureza e rica em oxigênio, que se forma na superfície do metal fundido devido à reação com o material de revestimento. Essa camada é responsável pela diminuição da ductilidade do metal o que dificulta procedimentos de acabamento, tornando necessária a sua remoção e devido ao alto ponto de fusão (1668 °C), necessita de equipamento especial para fundição.

Baba & Watanabe (2005) avaliaram através da modificação de parâmetros de soldagem, a profundidade de penetração da solda a laser no titânio comercialmente puro, Ti-6AL-4V, Ti-6AL-7NB, Co-Cr e ouro tipo IV. Amostras de 3x8x50 mm foram confeccionadas dos metais selecionados e soldados utilizando voltagem de 160 a 340 V (incrementos de 20 V), diâmetro do ponto de solda de 0,4 a 1,6 mm (incremento de 0,2 mm) e duração do pulso de 10 ms. As amostras receberam radiação em apenas uma superfície, e cada amostra foi partida para avaliar a profundidade de penetração da solda. Considerando que a profundidade de penetração do laser varia utilizando a mesma energia de acordo com a condutibilidade térmica e taxa de absorção do feixe de laser de cada material, nos resultados foram observados que alterando as combinações de voltagens e diâmetro de ponto, havia variação de profundidade da solda; e quando foi utilizado maior voltagem e menor diâmetro do ponto de solda, aumentava-se a energia do pulso.

Uysal *et al.* (2005) avaliaram as propriedades da soldagem a laser (Cresco-Ti System) e o “stress” suportado na união de uma infra-estrutura implantossuportada. Foi analisada, em três dimensões, a carga biomecânica

gerada sobre os pontos de solda a laser em estruturas totais e parciais implantossuportadas. Vinte amostras de titânio comercialmente puro (Cresco-Ti Co) foram maquinadas com 4 milímetros de diâmetro e 40 milímetros de comprimento e divididos em dois grupos de dez amostras cada. O grupo controle foi utilizado em monobloco e o grupo experimental seccionado e unido por soldagem a laser em laboratório. Os pontos de solda a laser em uma amostra foram seccionados e analisados em microscópio para avaliar a penetração e eficiência da soldagem. Todas as amostras foram submetidas a um teste de tensão uniaxial com *strain-gauges* e os dados analisados por um programa de computador. Os resultados mostraram que os pontos de solda a laser uniram somente as bordas das amostras, localizando as fraturas somente nessa região.

Em 2006, Watanabe & Topham realizaram um estudo para investigar o efeito da atmosfera de gás argônio na resistência da solda a laser em Ti e Ti-6Al-7Nb, e ainda comparam os resultados com outras duas ligas para fundição metálica, ouro e Co-Cr. Cinco amostras em formato de discos foram confeccionadas para cada tipo de metal; após a secção e polimento as superfícies foram soldadas a laser Nd:YAG, com e sem atmosfera de gás argônio, pulso e duração de 10 m/s, diâmetro de 1 mm, e voltagem de 200 V. As amostras foram avaliadas quanto à resistência sob carga e porcentagem de extensão. Os resultados demonstraram que o gás argônio influencia positivamente nas propriedades do titânio, sendo que as amostras apresentaram menor falha quando a soldagem foi realizada na presença do gás. Os autores concluíram que a atmosfera de gás argônio é necessária para a efetividade da solda a laser do Ti e Ti-6Al-7Nb, mas não para as ligas de ouro e Co-Cr.

2.4 PRÓTESE TIPO PROTOCOLO SEM INFRA - ESTRUTURA METÁLICA

Testori *et al.* (2003) publicaram um estudo onde avaliaram o comportamento dos implantes e próteses submetidos a carga imediata em mandíbulas edêntulas. Neste estudo foram envolvidos quinze pacientes que

receberam cinco implantes na região interforaminal. Em nove deles foram instaladas próteses fixas provisórias confeccionadas a partir de próteses previamente construídas, aliviadas e reembasadas sobre cilindros retentivos. Após seis meses foram instaladas próteses definitivas. Os outros seis pacientes receberam próteses fixas definitivas com infra-estrutura metálica 36 horas após o ato cirúrgico. Após seis meses o índice de sucesso dos implantes foi de 98,9%. Exames radiográficos demonstraram perdas ósseas de padrão semelhante em todos os implantes. Os resultados sugeriram, segundo os autores, que próteses totais fixas confeccionadas a partir de próteses convencionais e submetidas à carga imediata, ofereceram as mesmas condições de osseointegração para os implantes que as tradicionais, oferecendo como vantagem o baixo custo e o reduzido tempo clínico.

Castellon *et al.* (2004) afirmaram em seu estudo que o carregamento imediato na região anterior da mandíbula pode fornecer ao paciente uma reabilitação precoce. Os autores apresentaram dois métodos de reabilitação: sistema de prótese provisória imediata sem o uso de infra-estrutura metálica e sistema convencional com barra metálica. Nos dois métodos foram utilizados cinco implantes para suporte. Os autores concluíram que o sistema sem barra metálica, onde foi utilizada a prótese antiga do paciente para construir a provisória com auxílio de componentes especiais, não apresentou dificuldade em sua confecção, é um método viável e previsível para devolver a função ao paciente edêntulo.

Lazzara *et al.* (2004) forneceram uma definição clara da terminologia associada com IOL e demonstraram as Diretrizes DIEMTM, usadas para aumentar o sucesso e a previsibilidade deste tratamento. Esta técnica também introduz novos componentes de implantes, baseados na combinação de diretrizes biológicas e mecânicas de conceitos protéticos existentes e inovadores. Esses fatores proporcionam aos profissionais um conjunto de diretrizes simples que significam a aplicação clínica do conceito de carga imediata bem sucedida, ressaltando os seus benefícios e aceitação entre pacientes e profissionais. Os

autores relataram que mais pesquisas serão necessárias para avaliação e confirmação do sucesso a longo prazo para um potencial uso na prática restauradora cotidiana.

Misch CM (2004) apresentou uma técnica clínica para carga imediata em mandíbulas edêntulas. Nesta técnica utilizou-se a prótese total inferior do paciente, que foi convertida em prótese tipo protocolo provisória, desgastando a face lingual da peça protética e utilizando copings com retenções, onde foi adicionada resina auto-polimerizável. Estes copings foram adaptados sobre cinco implantes instalados na região inter-foraminal. A prótese definitiva foi confeccionada três meses depois. O autor concluiu que esta técnica ofereceu vantagens por ser mais viável economicamente, mais rápida, podendo ser utilizada com vários sistemas de implantes e apresenta resultados previsíveis.

Nary *et al.* (2004) apresentaram um caso clínico onde foi utilizado o sistema IOL para confecção de uma prótese tipo protocolo inferior. A prótese foi confeccionada a partir da prótese total do paciente onde foram empregados componentes especiais IOL (intermediários; cilindros com retenção e barra de extensão distal). O objetivo do trabalho foi apresentar uma alternativa de tratamento reabilitador com carga imediata que, segundo os autores, proporciona baixo custo, praticidade da técnica e reduzido tempo clínico. Entretanto, os autores entenderam que este é um método provisório demandando posteriormente a reabilitação com uma prótese convencional, onde se determina a esplintagem rígida dos implantes através de uma infra-estrutura metálica.

Ercoli *et al.* (2006) descreveram uma técnica que permite ao clínico colocar uma prótese provisória imediata sem infra-estrutura metálica e uma prótese definitiva metaloplástica ou metalocerâmica em três sessões. Nela, o clínico pode carregar imediatamente os implantes com uma prótese fixa provisória, utilizando a própria prótese total do paciente com dimensão vertical de oclusão, posicionamento dos tecidos moles e dentes, e o relacionamento maxilo-mandibular, para uma segunda sessão que é a moldagem. Essas informações,

fornecidas pela prótese antiga, auxiliaria também na confecção de uma prótese definitiva numa terceira etapa. Esta técnica reduziria o tempo de tratamento para o paciente e o clínico, e pode no final, reduzir custos e aumentar potencialmente a aceitação do tratamento por parte do paciente.

Também em 2006, Thomé *et al.*, apresentaram um caso clínico onde utilizaram o sistema Barra Distal (sem infra-estrutura metálica) para confecção de prótese tipo protocolo inferior. Os autores utilizaram implantes de corpo único e afirmaram que estes agregam vantagens como, redução do tempo cirúrgico (pela ausência da instalação de pilares protéticos), maior resistência à fixação e ao parafuso do cilindro protético, possibilitando a aplicação de cargas superiores a 10 N/cm e contribuindo para ausência de microgap. Eles concluíram que o sistema Barra Distal associado ao implante de corpo único é uma alternativa viável como forma de tratamento para carga imediata em mandíbulas edêntulas devido à facilidade da técnica.

2.5 FOTOELASTICIDADE

Mahler & Peyton (1955) através de estudos afirmaram que a fotoelasticidade é um método experimental para avaliar tensões responsáveis pelas falhas das estruturas. Teceram algumas considerações sobre a aplicabilidade do método para análise de tensões em Odontologia, enfatizando que este método é particularmente aplicável a situações dentais devido às irregularidades das formas destas estruturas. O procedimento básico consiste na construção de um modelo fotoelástico da estrutura a ser analisada, simulando a direção e magnitude das forças aplicadas sobre este modelo, de maneira similar às condições da estrutura real. Decorre a partir disso uma necessidade absoluta de padronizar a construção dos modelos, pois, como afirmaram os autores, a força aplicada aos padrões em testes produz tensões internas que se distribuem de acordo com a direção destas forças, forma e modo de sustentação. A base de

sustentação dos padrões e a fixação destes nas bases são aspectos posteriores à fase de construção que devem ser observados com atenção.

Thayer & Caputo (1980) avaliaram a transmissão de forças sobre as estruturas remanescentes utilizando o método fotoelástico. Esta técnica tem sido utilizada largamente na Engenharia e na indústria por muitos anos e está baseada na propriedade que tem os materiais plásticos, em exibir padrões coloridos quando sujeitos as tensões e que podem ser observados sob o efeito de luz polarizada. Esta técnica fornece uma análise qualitativa dos esforços no interior de uma estrutura homogênea e requer a confecção de um modelo da estrutura de interesse padronizado, submetendo o mesmo às condições de cargas desejadas e observando as tensões internas com luz polarizada.

Campos Jr. *et al.* (1986) explicaram que a técnica consiste na passagem de luz polarizada, criando faixas coloridas no interior de materiais transparentes submetidos a forças externas; essas faixas correspondem às regiões de concentração de tensões. Sir David Brewster em 1816 observou essas faixas coloridas em um vidro submetido à tensão. Somente a partir do século XX, esse fenômeno começou a ser estudado como método de pesquisa para situações onde se exige conhecimento do espectro de distribuição de forças. Com o advento das resinas sintéticas nos anos 60, esse método obteve grande impulso. Um protótipo do modelo original quando construído com material apropriado, sendo submetido a forças externas e atravessado por um feixe de luz polarizada, apresenta faixas que podem ser analisadas qualitativa ou quantitativamente e são denominadas franjas. As técnicas de análise fotoelástica incluem três métodos: o bidimensional, o tridimensional e o quasi-tridimensional. A técnica bidimensional utiliza um modelo que mantém fidelidade geométrica em um plano, como se fosse a secção sagital de um dente. Um requisito para a verdadeira técnica de análise fotoelástica bidimensional é que não deve haver variação das tensões através da espessura do modelo. Conseqüentemente, forças aplicadas ao modelo devem estar no mesmo plano deste. A técnica bidimensional

possui três vantagens: 1) os modelos são de confecção relativamente fácil; 2) uma larga variedade de condições de cargas pode ser aplicada ao modelo; e 3) diferentes aplicações de carga podem ser testadas no mesmo modelo. A maior desvantagem desta técnica é a imperfeita reprodução da geometria tridimensional das estruturas bucais. Conseqüentemente a total distribuição das tensões não pode ser determinada. A técnica tridimensional faz uso de propriedade especial de certos materiais plásticos para modelos. Quando estes materiais são submetidos a cargas específicas e a temperaturas elevadas, as cargas são mantidas enquanto que a temperatura é lentamente reduzida até a temperatura ambiente; as tensões permanecem depois que as cargas são removidas. Esse processo é chamado de congelamento das tensões. Com a técnica tridimensional, a total fidelidade geométrica pode ser realizada. Porém, um alto preço deve ser pago para isto além de concomitante habilidade para extrair dados sobre as tensões tridimensionais. A razão está na necessidade de cortar o modelo em finas fatias e cada fatia é submetida a uma análise como se fosse um modelo bidimensional. A análise de todas as secções permite a construção da figura das tensões tridimensionais em sua totalidade. Portanto, a necessidade de se fatiar cada modelo faz com que, a cada mudança de aplicação de carga, seja necessária a confecção de um novo modelo. Além disso, a construção de um modelo totalmente tridimensional é difícil.

Caputo & Standlee (1987) desenvolveram a terceira técnica, chamada quasi-tridimensional, desenvolvida para captar algumas das vantagens das técnicas bi e tridimensional. Essa técnica possui algumas vantagens únicas, com, logicamente, algumas limitações. A técnica quasi-tridimensional utiliza modelos com fidelidade geométrica. A principal diferença entre a técnica tridimensional verdadeira e a quasi-tridimensional está nos meios pelos quais as tensões são observadas e registradas. A técnica quasi-tridimensional não impõe a restrição da distribuição de tensões em um plano, e isso pode ser observado como sendo uma limitação dessa técnica. Contudo, soma-se a vantagem de uma boa fidelidade geométrica e a de ser capaz de aplicar múltiplos sistemas de forças complexas em várias localidades dos modelos. De maneira diferente da técnica bidimensional,

não há restrições para planificar as forças e tensões. Além disso, de maneira diferente da técnica tridimensional, o modelo não precisa ser destruído para a obtenção dos dados fotoelásticos. A principal desvantagem dessa técnica está na incapacidade de se obter a verdadeira distribuição de tensões em três dimensões dentro do modelo fotoelástico.

Caputo (1993) descreveu métodos existentes de análise de tensões. O autor subdividiu em duas técnicas: técnicas teóricas (matemáticas e análise de elemento finito) e técnicas experimentais (técnica do esforço padrão ou *strain-gauge*, a holografia e a técnica da fotoelasticidade), apresentando as vantagens e desvantagens de cada método. O autor enfatizou as vantagens do método da fotoelasticidade, que inclui a possibilidade de visualização de tensões em estruturas complexas (estruturas orais), bem como da análise de cargas complexas (forças da mastigação) e a observação do campo como um todo, onde os padrões de tensões podem ser observados através do modelo, facilitando tanto a localização como a magnitude.

Clelland *et al.* (1993) depararam com a problemática de que nem sempre os implantes são colocados na posição ideal para reconstrução protética, pois, inúmeras vezes quem dita este posicionamento é a morfologia óssea. Uma vez que a solução clínica para este tipo de problema tem sido a utilização de *abutments* pré-angulados, resolveram investigar o efeito destas angulações na distribuição da tensão ao redor dos implantes. Selecionaram implantes de 3,8 X 10 mm da Steri-Oss (Steri-Oss, Anaheim, CA) com *abutments* cimentáveis de 0º, 15º e 20º de angulação. Cinco implantes foram incluídos em blocos de resina fotoelástica PL-2 (Measurements Group, Raleigh, NC) medindo 50X70X13 mm. A porção cervical do implante ficou no nível da superfície superior do modelo para simular o relacionamento ideal entre implante e crista óssea. Os blocos foram fixados e uma carga de 178 N foi aplicada axialmente sobre os implantes com um dinamômetro (Chatillon, Greenboro, NC). Os modelos foram analisados e fotografados no polariscópio circular. As imagens das franjas fotoelásticas foram

traçadas numa grade e as ordens de franja foram interpretadas em oito pontos. Foi realizada análise de variância (ANOVA) para determinar a existência de mudanças significativas nas ordens de franjas para as diferentes angulações e posições. Foi fabricado um modelo adicional, com extensômetros (WA-06-030WY-120, Measurements Group) embebidos em resina, para permitir uma determinação precisa da tensão normal nos pontos específicos nas diferentes angulações dos *abutments*. Os dados numéricos coletados destes estão em concordância com a interpretação visual das franjas isocromáticas. Concluíram que houve aumento de tensão e pressão estatisticamente significativo, à medida que aumentou a angulação do *abutment*. Todas as três angulações produziram pressões que parecem ser compatíveis com a fisiologia do osso. Os resultados fotoelásticos ilustraram todas as localizações e concentrações de tensões, contudo, mais dados quantitativos puderam ser obtidos pelo uso de sensores nos vários pontos. Todos os valores de pressão e tensão foram determinados nos locais dos extensômetros, aproximadamente a 4 mm dos implantes. Os maiores valores de tensão e pressão foram observados na região próxima ao implante.

Waskewicz *et al.* (1994) através de análise fotoelástica compararam os padrões de estresse gerados aos implantes ao parafusar uma infra-estrutura com adaptação passiva e não passiva aos intermediários. Foram utilizados cinco implantes Nobelpharma (3,75x10 mm), numerados de 01 a 05 simulando a curva da mandíbula. Utilizaram intermediários convencionais de 4 mm (Nobelpharma), que receberam um torque de 20 N/cm. Sobre esse conjunto foram posicionados cilindros de ouro de 3 mm (Nobelpharma) que, após o torque de 10 N/cm foram unidos entre si com resina acrílica auto-polimerizável, para a confecção do encerramento da infra-estrutura em liga de ouro-paládio. Após a fundição, foi constatada a presença de uma adaptação inadequada da peça, sem contato íntimo entre cilindros de ouro e intermediários. Essa peça sem adaptação passiva foi analisada fotoelasticamente, sendo parafusada em posição com um torque de 10 N/cm em três diferentes seqüências de aperto dos parafusos: (1) 1, 2, 3, 4, 5; (2) 5, 4, 3, 2, 1; (3) 3, 2, 4, 1, 5. Cada seqüência de apertamento foi repetida cinco

vezes e fotografada apenas na última repetição. Após todas as análises, a peça foi seccionada entre cada intermediário para receber a solda. Cada parafuso de ouro foi apertado com um torque de 10 N/cm e as partes foram unidas com resina acrílica Duralay. A peça foi incluída em revestimento e soldada, de modo a obter uma infra-estrutura adaptada passivamente. O aperto da infra-estrutura sem adaptação passiva produziu concentração de estresse ao redor dos implantes, observando através da presença das franjas no modelo fotoelástico. Quando a peça adaptada foi parafusada, não houve produção de estresse nos implantes. A produção dos estresses na peça sem adaptação passiva foi indiferente nas seqüências de aperto testadas, sendo que os implantes 01 e 05 (nas extremidades) demonstraram maior concentração de franjas. A concentração de estresse foi maior no terço médio de cada implante e menor nos terço cervical e apical dos implantes. Os autores acreditaram que, devido a presença de forças estáticas, quando uma prótese sem adaptação passiva é parafusada e, devido à impossibilidade de se predizer a resposta biológica dos implantes frente a essa força, é recomendável que as peças sejam seccionadas e soldadas para se obter uma adaptação o mais passiva possível.

Millington & Leung (1995) realizaram um estudo através de análise fotoelástica, para examinar a natureza e magnitude de estresse gerado com superestruturas de implantes quando diferentes níveis de desadaptação estão presentes. Para o estudo, foi confeccionada uma estrutura em ouro tipo IV sobre quatro implantes instalados em uma base de resina fotoelástica. As desadaptações eram geradas através de uma cunha de metal adaptada em um dos intermediários, e os demais eram apertados. Com o aperto na região da desadaptação a tensão era avaliada através de polariscópio em 12 pontos ao longo da estrutura. Foi verificado o efeito de nove discrepâncias no assentamento: 6, 17, 27, 40, 55, 68, 81, 91, e 104 μm . Os resultados mostraram um positivo relacionamento entre o tamanho da discrepância no assentamento e a magnitude do estresse das estruturas, e os níveis de estresse foram maiores quando a discrepância ocorria no implante intercalar.

Assif *et al.* (1996) avaliaram a transferência de carga e a distribuição de tensões de uma prótese fixa implanto-retida, através de análise fotoelástica. Para tanto, a estrutura foi submetida a uma carga vertical de 7,5 kg em sete pontos. A eliminação das tensões entre uma análise e outra foi feita através da colocação do modelo num forno a 140 ° C, durante 120 min. Houve uma relação direta entre a distribuição de tensões no modelo fotoelástico e as tensões criadas nas estruturas de suporte ao redor dos implantes. A quantidade de tensões foi diretamente proporcional à distância dos componentes do ponto de carga. Quando o *cantilever* foi submetido carga, a maior parte das tensões foi distribuída na união com o implante distal. No presente estudo, as tensões foram distribuídas em dois ou, no máximo, três implantes mais próximos do implante mais distal.

Clelland & Van Putten (1997) estudaram comparativamente a distribuição de tensões na interface implante-osso em estruturas confeccionadas pela técnica de soldagem a laser e do cilindro cimentado, por meio de fotoelasticidade. E para isso, confeccionaram modelo de mandíbula humana com cinco implantes na região interforame, em resina fotoelástica (PL-2). Dois sensores foram posicionados na resina, na região dos dois implantes da extremidade. Todas as estruturas foram testadas sobre o modelo mestre, apertando-se parafusos de ouro (10 N/cm) na mesma seqüência: implante mais central, extremo esquerdo, extremo direito, medial esquerdo e medial direito. O teste foi repetido três vezes para cada estrutura. Houve diferença estatística significativa entre as tensões induzidas pelas próteses convencionais e aquelas confeccionadas pela técnica do cilindro cimentado, a última apresentou uma redução na magnitude das tensões.

Em 1998, Kenney & Richards compararam através de análise fotoelástica, as tensões geradas ao redor dos implantes com a utilização de dois sistemas de retenção para overdentures, tipo barra-clipe e *O´ring*. Foi confeccionado um modelo em resina fotoelástica (CPS-4290, Hysol Corp. Olean, N.Y.) simulando uma mandíbula humana, onde foram parafusados dois implantes

de 3,75 x 18 mm (SDCA 021, Nobel Biocare) na região de caninos, exercendo mínima tensão. Confeccionou-se uma barra de ouro adaptada aos cilindros dos implantes e realizou-se a moldagem do conjunto para a confecção da prótese total. Por seguinte, esta foi levada ao modelo fotoelástico para a adaptação dos sistemas de retenção. Foram aplicadas forças verticais e oblíquas na região de primeiros molares e fotografadas as tensões. Os resultados demonstraram que o encaixe *O'ring* desenvolveu menor estresse tanto com o carregamento vertical, como no oblíquo. Para ambos os encaixes o estresse ocorreu na região edêntula posterior do mesmo lado da aplicação da carga; na força oblíqua esta mesma região ficou livre de tensão. Por fim, nenhum sistema produziu estresse na região edêntula contralateral.

Guichet *et al.* (2000) estudaram o relacionamento entre adaptação marginal de próteses implanto-suportadas, retidas por parafusos ou cimentadas com transferência de tensões sobre os implantes, por meio da técnica de fotoelasticidade. Para isso, os autores utilizaram modelo simulando mandíbula parcialmente desdentada na região posterior, onde foram parafusados três implantes (10 mm) na posição correspondente ao primeiro pré-molar, segundo pré-molar e primeiro molar. Foram confeccionadas sobre o modelo de trabalho, cinco estruturas em liga de prata-paládio para cimentada e outras cinco para parafusada. As desadaptações entre a estrutura e os pilares foram medidas por meio de um microscópio de varredura em pontos determinados na superfície vestibular e lingual dos pilares, sob carga de 0,5 kg, antes e após a cimentação ou apertamento de parafusos. As análises fotoelásticas foram realizadas após a cimentação e parafusamento. Os resultados não mostraram diferenças estatisticamente significantes em relação à desadaptação entre os dois tipos de estruturas, antes da cimentação ou do parafusamento. No entanto, as próteses parafusadas mostraram uma redução significativa da desadaptação após o aperto dos parafusos. A análise fotoelástica revelou que as próteses cimentadas exibiram distribuição de tensão mais equilibrada.

Fernandes *et al.* (2003) conduziram um estudo a fim de demonstrar a efetividade da fotoelasticidade reflexiva como uma técnica para monitoramento “in vivo” da distribuição de tensões promovidas por próteses em função. Os autores selecionaram sete indivíduos para este estudo, divididos em três grupos, de acordo com o desenho das próteses. As superfícies vestibulares das próteses testadas foram revestidas com uma resina birrefringente com espessura de 2 mm. Através da utilização de um polariscópio de reflexão, os padrões de franjas foram documentados em uma fita de vídeo, durante a polarização dos carregamentos “in vivo”. Níveis de tensão foram calculados a partir da determinação da ordem das franjas isocromáticas. Foram estudadas também a variabilidade intra-examinadores na contagem da ordem de franjas e na determinação do nível de precisão na fotoelasticidade reflexiva. Seus resultados foram comparados com valores obtidos através de medidores de tensão. Os resultados mostraram que as áreas revestidas pela resina fotoelástica, onde normalmente a incidência de luz é acessível, produziram mapas da distribuição das tensões durante o uso das próteses. Diferenças significativas foram encontradas entre os diferentes desenhos das mesmas, e o teste de variabilidade intra-examinador mostrou que não houve ocorrência de diferença estatisticamente significativa na contagem de ordem de franjas. Os valores de tensões obtidos com a fotoelasticidade reflexiva mostraram um alto índice de correlação com os valores obtidos através da utilização de medidores de tensão, podendo ser considerada um método válido, aplicável e preciso em estudos de comportamento biomecânico “in vivo”.

Ochiai *et al.* (2003) compararam através de análise fotoelástica a transferência de estresse em prótese confeccionada sobre dois implantes posteriores unidos a uma situação de dente natural, com a utilização de intermediários segmentados e não-segmentados sob aplicação de cargas funcionais. De acordo com os autores, a união dente-implante depende da combinação de fatores clínicos como disponibilidade óssea e anatômica, osseointegração do implante e fatores biológicos relativos ao paciente; e o uso de intermediários convencionais, os quais são compostos por *abutment* e cilindro,

permite alguma flexibilidade mecânica e contribui para o assentamento da prótese devido à tolerância dos componentes. Para a realização deste estudo, confeccionou-se um modelo fotoelástico em formato de uma mandíbula humana, onde foram instalados dois implantes e a região dentária simulava a condição de ligamento periodontal. Sobre os implantes foram adaptados intermediários cônicos segmentados e não segmentados, e confeccionados duas próteses parciais fixas metaloplásticas em ouro. Cargas verticais foram aplicadas na superfície oclusal das próteses e na região do dente. Os resultados demonstraram que quando se utilizou dois implantes unidos ao dente, ambos os intermediários demonstraram distribuição e magnitude de estresse similares. Na situação de um implante unido ao dente e pântico na região de primeiro molar, a distribuição de tensão com a utilização do intermediário não segmentado mostrou maior torque e transferência não axial de estresse.

Cehreli *et al.* (2004) investigaram a influência do tipo de implante e da inclinação destes, na distribuição de tensões, por meio do método da fotoelasticidade. Foram estudados três tipos de implantes: Brånemark (Nobel Biocare, Göteborg, Suécia), ITI (Straumann, Waldenburg, Suíça) and Astra Tech (Astra Tech AB, Mölndal, Suécia). Todos os modelos exibiram estresse inicial insignificante, quando observados no polariscópio. Cargas verticais promoveram padrões semelhantes, com concentração na região do ápice do implante, e franjas de forma simétrica, para todos os tipos de implantes. Com a simulação de cargas oblíquas os padrões de tensões se mostraram diferentes, as tensões encontradas no ápice diminuíram, e foi aumentada a concentração na região do colo, do lado onde havia sofrido a carga, e também semelhante para todos os grupos.

Fanuscu & Caputo (2004) realizaram um estudo fotoelástico onde compararam as cargas transferidas aos implantes em dois mecanismos de overdentures. Para a realização deste estudo, quatro implantes foram incorporados a um modelo fotoelástico o qual simulava uma mandíbula humana edêntula com moderada reabsorção. Os mecanismos de retenção avaliados

foram: sistema barra/clipe e O´ring. Foram aplicadas cargas de 1,4 a 14,4 kg na região de incisivo central e pré-molares. As tensões geradas aos implantes foram verificadas através de polaroscópio circular e então fotografadas. Os resultados demonstraram que em ambos os sistemas, as cargas protrusivas e laterotrusivas sem contato em balanceio causam instabilidade das overdentures, produzindo o mínimo de estresse ao redor dos implantes. A maior intensidade de tensão foi verificada no sistema barra/clipe quando ocorria o contato em balanceio com a aplicação de cargas em ambas as posições. Quando a oclusão foi balanceada, a maior tensão foi verificada no sistema O´ring. Os autores concluíram que em ambos os sistemas de retenção para overdentures, a oclusão balanceada é necessária para estabilidade da prótese e com a aplicação de cargas protrusivas e laterais, estas não são distribuídas igualmente nos dois mecanismos, sendo que maior tensão ocorreu nos implantes posteriores.

Ueda *et al.* (2004) compararam através de análise fotoelástica, a dissipação de tensões em uma prótese fixa com três implantes paralelos entre si, com a dissipação de tensões na mesma prótese na existência do implante central angulado. Assim, foram confeccionados dois modelos de resina fotoelástica para a visualização das franjas isocromáticas, através de um polariscópio. Estas se formaram a partir da aplicação de cargas axiais de 2, 5 e 10 kg em um mesmo ponto central da prótese. Nos implantes paralelos, a dissipação de forças seguiu os longos eixos. No implante angulado houve menor quantidade de franjas, e as tensões estavam localizadas principalmente ao redor da região apical dos implantes laterais.

Bastos (2005) realizou um trabalho por meio de análise fotoelástica, onde avaliou a distribuição de tensões ao redor de implantes restaurados com próteses totais fixas. O modelo foi confeccionado com resina fotoelástica PL-2 (Vishay Measurements Group, USA), onde foram posicionados seis implantes de 3,75 x 11 mm (Conect AR, Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo). Foram avaliados dois sistemas de próteses totais fixas: o protocolo convencional de

Branemark, onde foi confeccionada uma estrutura em titânio (G I); e a prótese fixa destacável (G II), também confeccionada em titânio, com acréscimo de dois *attachments* (MK1 Universal Attachments, Sande, Alemanha). Para os dois grupos utilizou-se a técnica do cilindro cimentado, na qual os cilindros pré-fabricados foram cimentados à estrutura metálica. Inicialmente, as estruturas foram avaliadas quanto a discrepâncias marginais em microscópio óptico com precisão de 0,5 µm e aumento de 120 x (UHL VMM-100BT; Renishaw; UK) associado a um equipamento de leitura digital (Quadra-Check 200; Metronics Inc; Canadá). O método fotoelástico com polariscópio circular foi utilizado para avaliar a distribuição de tensões após prova da estrutura metálica e instalação da prótese, bem como para registrar esse comportamento, por meio de fotografias. Um carregamento oclusal de 100 N foi aplicado em três pontos individualmente: A (região distal do segundo pré-molar direito), B (região distal do segundo pré-molar esquerdo) e C (região palatina, entre os incisivos centrais). Para as discrepâncias marginais, o G I exibiu menor desajuste (52 µm) em relação ao G II (66,49 µm). Os resultados fotoelásticos não mostraram diferenças significativas entre os dois grupos. Observou-se maior concentração de tensão na cervical, no corpo e no ápice dos implantes anteriores, enquanto que nos implantes posteriores, houve maior concentração na região apical. Além disso, o padrão de franjas aumentou gradativamente como resultado da seqüência dos procedimentos laboratoriais. A distribuição de tensões foi similar entre a prótese do tipo protocolo convencional de Branemark e a prótese fixa destacável.

Damaceno (2005) avaliou através de análise fotoelástica, duas técnicas de confecção de infra-estrutura de prótese implanto-suportadas. Três estruturas foram confeccionadas pela técnica dos cilindros soldados a Laser e três foram fundidas em monobloco e submetidas ao sistema de retificação de cilindros fundidos. Todas as estruturas foram avaliadas em microscópio e, apenas a estrutura melhor adaptada foi escolhida para se submeter a análise fotoelástica associada a três seqüências de aperto dos parafusos (1/2/3/4/5; 5/4/3/2/1 e

3/2/4/1/5). Adicionalmente, a estrutura do grupo dos cilindros retificados foi, após a primeira análise, seccionada e soldada verticalmente e novamente analisada. Os resultados mostraram maior formação de tensões nas seqüências de aperto 1/2/3/4/5 e 5/4/3/2/1, para ambos os grupos. A estrutura do grupo dos cilindros soldados a laser mostrou melhores resultados. A seqüência de aperto 3/2/4/1/5 apresentou melhores resultados.

Ainda em 2005, Kleine avaliou a distribuição de tensões através de análise fotoelástica de infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas, confeccionadas pelas técnicas do cilindro cimentado ou soldado a Laser. Foram confeccionadas seis estruturas metálicas fundidas em titânio comercialmente puro, obtidas a partir de uma matriz metálica simulando um arco mandibular. As estruturas foram divididas em: Grupo I (cilindros cimentados com cimento Panavia F – Kuraray Co, Japão) e Grupo II (cilindros soldados a Laser). Mensurações foram feitas com um microscópio (STM Digital – Olympus – Japão) com precisão de 0,0005 mm, através do teste do parafuso único. A estrutura com melhor adaptação de cada um dos grupos foi selecionada para realização da análise fotoelástica sobre um modelo de resina fotoelástica confeccionado em Araldite GY279BR (Huntsman – Araltec Produtos Químicos Ltda. - Guarulhos – SP), utilizando três seqüências de apertamento de parafusos (1/2/3/4/5, 5/4/3/2/1 e 3/2/4/1/5). A seqüência de aperto, para os grupos analisados, que apresentou maior quantidade de tensões foi a 1/2/3/4/5. O Grupo I mostrou melhores resultados, apresentando menores valores de desadaptação (43,95 e 22,07 μm) quando comparado ao Grupo II (198,8 e 60,17 μm). A seqüência de aperto que apresentou menores tensões foi a 3/2/4/1/5 para o Grupo I e 5/4/3/2/1 para o Grupo II. O Grupo I foi o que apresentou melhores resultados quando associado à seqüência de aperto 3/2/4/1/5.

Cariello, em 2007, avaliou a distribuição de tensões formadas após o torque dos parafusos de estruturas metálicas protéticas implanto-suportadas. Para isso, comparou através de fotoelasticidade três diferentes tipos de infra-estruturas

utilizadas em próteses tipo protocolo Branemark, distribuídas em três grupos: G I – monobloco confeccionado pela técnica convencional da cera perdida e fundição em titânio *c.p.*; G II - monobloco adaptado sobre cilindros de titânio através da técnica da soldagem a laser; G III – monobloco em titânio confeccionado pelo método CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Assisted Manufacturing). Os resultados evidenciaram maior concentração de tensão no implante central (3) em todos os grupos, sendo que nos grupos II e III a tensão foi consideravelmente menor que no grupo I. A infra-estrutura fundida em monobloco apresentou elevado grau de tensão distribuída em praticamente todos os implantes, sendo necessário aperfeiçoamento do método. A técnica de soldagem de borda de cilindros de titânio demonstrou ser viável com resultados superiores à tecnologia CAD/CAM.

Damaceno (2007) avaliou comparativamente a influência de diferentes intermediários protéticos na indução de tensões em próteses implanto-suportadas soldadas a laser através da análise fotoelástica. Para isso, foram confeccionadas três infra-estruturas metálicas em monobloco, fundidas em titânio, sobre uma matriz metálica com forma e dimensões similares ao arco mandibular, sendo: 1- infra-estrutura confeccionada sobre pilares UCLA; 2- infra-estrutura confeccionada sobre pilares Esteticone e 3- infra-estrutura confeccionada sobre pilares Microunit. As peças foram avaliadas microscopicamente e então seccionadas e submetidas à soldagem vertical a laser. Foram novamente avaliadas em relação à adaptação e posteriormente submetidas à análise fotoelástica para comparação do padrão de tensões. Os resultados mostraram a efetividade da soldagem a laser na redução de tensões induzidas pelas infra-estruturas mostrando, porém, que o método ainda permitiu formação de diferentes padrões de comportamento para os diferentes pilares. A distribuição de tensões ao redor dos implantes foi mais equilibrada quando os pilares Esteticone e Microunit foram utilizados. A autora concluiu que a técnica de soldagem a laser de infra-estruturas implanto-suportadas reduz significativamente a indução de tensões aos implantes, e que a utilização de pilares intermediários, distribuiu melhor o padrão de formação destas

tensões geradas ao redor dos mesmos, com maiores (Esteticone) ou menores (Microunit) valores de ordem de franja para estas tensões.

Tamião (2007) avaliou, através de análise fotoelástica, a distribuição de tensões em infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas confeccionadas a partir de uma matriz metálica contendo cinco análogos de pilares Micro-Unit (Conexão, SP), simulando uma mandíbula edêntula. Foram obtidas duas estruturas metálicas: Estrutura I, pela técnica dos cilindros cimentados (RelyX Luting 2 - 3M ESPE); e Estrutura II, pela técnica dos cilindros soldados a Laser e subsequente eletroerosão (EDM). Mensurações foram realizadas com auxílio de um microscópio com precisão de 0,0005 mm (STM Digital – Olympus, Japão) através do teste do parafuso único. As estruturas adaptadas sobre um modelo fotoelástico foram submetidas à análise fotoelástica conduzida pelo aperto dos parafusos na seqüência 3/2/4/1/5. A Estrutura I apresentou melhores resultados, com menores valores de desadaptação (42,37 μm) quando comparada a Estrutura II (83,66 μm) antes da eletroerosão. A Estrutura II quando submetida à eletroerosão apresentou resultados mais satisfatórios (53,7 μm). Pôde-se concluir que a menor formação de tensões foi observada na Estrutura I; a técnica de soldagem a Laser associada a eletroerosão melhora a adaptação da infra-estrutura e reduz a concentração de tensões ao redor dos implantes; houve proporcionalidade entre os níveis de desadaptações e formação de tensões e que as técnicas apresentaram níveis aceitáveis de assentamento passivo.

3 PROPOSIÇÃO

A proposta deste trabalho foi:

a) Comparar, através da análise fotoelástica, a distribuição das tensões geradas em próteses mandibulares sobre implantes, tipo protocolo soldado a laser e Barra Distal (sem infra-estrutura metálica), após aperto dos parafusos protéticos.

b) Comparar, através da análise fotoelástica, as tensões geradas na presença de carga vertical em ambas as próteses.

c) Verificar, através da análise microscópica associada ao teste do parafuso único, a relação entre adaptação marginal e formação de tensões após aperto dos parafusos protéticos nas duas diferentes técnicas.

4 MATERIAIS E MÉTODO

4.1 MATERIAIS

Os materiais e equipamentos empregados nesta pesquisa estão descritos no decorrer da metodologia.

4.2 MÉTODO

4.2.1 Confeção da matriz

Foi confeccionada uma matriz metálica retangular, através da usinagem de um bloco de aço inoxidável refratário 304, com dimensões de 35 x 60 x 20 mm onde foram instaladas réplicas de cinco implantes Titamax GT (Neodent, Curitiba - PR) com 4,0 mm de diâmetro e cinta de 3,0 mm, com auxílio de uma fresadora (F.T. V - 2 ferramenteira) para obtenção de paralelismo. As réplicas foram fixadas com adesivo Araldite (Araltec, Guarulhos - SP) na seguinte disposição: duas na região dos primeiros pré-molares (1 e 5), duas na região dos caninos (2 e 4) e uma na região central e anterior da matriz (3) – (Figura 1), disposição esta, preconizada pelo protocolo clássico de Branemark, simulando uma situação clínica real para confecção de uma prótese tipo protocolo inferior.



Figura 1 - Vista anterior da matriz metálica.

4.2.2 Confeção da infra-estrutura metálica

Sobre a matriz metálica foi realizado o procedimento de confecção de uma infra-estrutura metálica (para posterior construção de uma prótese), utilizando a técnica de solda a laser com componentes pré-fabricados, sendo: coping de titânio nº 118.172 e barra circular de titânio *cp* com 3 mm de diâmetro e 25 mm de comprimento (Neodent, Curitiba-PR).

Seguindo-se a técnica, foram devidamente posicionadas e parafusadas as coifas de titânio sobre as réplicas (Figura 2), com torque de 10 N/cm auxiliado por um torquímetro (Neodent, Curitiba - PR) - Após medir as distâncias entre as coifas, utilizando uma régua milimetrada, as barras foram seccionadas de acordo com essas medidas (Figura 3). Assim, as coifas de titânio foram unidas às barras por meio de soldagem a laser (Desktop Dentaureum - Alemanha) - (Figura 4). Esta união foi realizada alternadamente e em pontos diametralmente opostos sobre as coifas de titânio, até a completa soldagem das interfaces barra/coifa (Figura 5). Essa técnica visa à obtenção de uma infra-estrutura metálica com satisfatório grau de passividade em sua adaptação.



Figura 2 - Matriz com copings fixados.



Figura 3 - Barras seccionadas.



Figura 4 - Soldadora a laser.



Figura 5 - Infra-estrutura soldada.

Para que a soldagem fosse completa em torno de toda a área a ser soldada, primeiramente foram feitos dois pontos opostos de solda em cada borda, para fixação prévia. Após isso, a estrutura foi removida da matriz. Em seguida, todas as bordas foram soldadas através de irradiação de múltiplos pulsos sobrepostos, com energia de 300 V/12ms com foco de frequência regulado em zero. Após a soldagem, a infra-estrutura foi submetida aos procedimentos de acabamento/polimento, utilizando-se pedras e borrachas abrasivas de forma convencional.

4.2.3 Confeção das próteses

Sobre a infra-estrutura metálica, devidamente posicionada e parafusada (10 N/cm) nas réplicas dos implantes acopladas à matriz metálica, foram realizados a montagem dos dentes artificiais (Trilux, Pirassununga - SP) e o enceramento da peça protética com cera 7 (Clássico Artigos Odontológicos Ltda., SP). Removeu-se o conjunto da matriz e análogos foram posicionados para incluir em mufla. Em seguida, procedeu-se a inclusão em gesso tipo IV (Durone, Dentsply - RJ) - (Figura 6), polimerização da resina acrílica termo-polimerizável (Clássico Artigos Odontológicos Ltda., SP) e acabamento/polimento, resultando

em uma prótese mandibular tipo protocolo, aqui denominada GRUPO I (Figura 7). No momento seguinte, esta prótese foi reposicionada e parafusada na matriz (10N/cm), onde foi construída sobre ela uma muralha de silicone denso para laboratório (Zetalabor, Zhermack - Itália) - (Figuras 8 a e b), com a finalidade de registrar a sua posição, forma e tamanho, para posterior confecção de outra prótese similar. Após esta etapa, a prótese (GRUPO I) foi retirada da matriz, os componentes do sistema Barra Distal (Neodent, Curitiba - PR) instalados sobre ela protegida por lençol de borracha (Figura 9a). A muralha foi reposicionada, e então, realizada prova para verificação dos espaços com os componentes instalados e dentes posicionados (Figura 9b). A seguir, montagem dos dentes artificiais (Trilux, Pirassununga - SP) e enceramento com cera 7 (Clássico Artigos Odontológicos Ltda., SP). Removeu-se o conjunto da matriz e análogos foram posicionados para incluir em mufla. Em seguida, procedeu-se a inclusão com gesso tipo IV (Durone, Dentsply - RJ), polimerização (Clássico Artigos Odontológicos Ltda., SP) e acabamento/polimento. Desta forma, obteve-se outra prótese com forma, tamanho e posição similares a do GRUPO I, aqui denominada GRUPO II (Figura 10).



Figura 6 - Prótese (Grupo I) incluída.



Figura 7 - Prótese (Grupo I) finalizada.



Figura 8 - Vista superior do conjunto matriz/prótese/muralha (a), Vista interna da muralha (b).

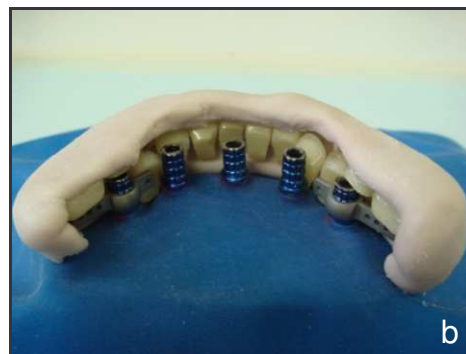
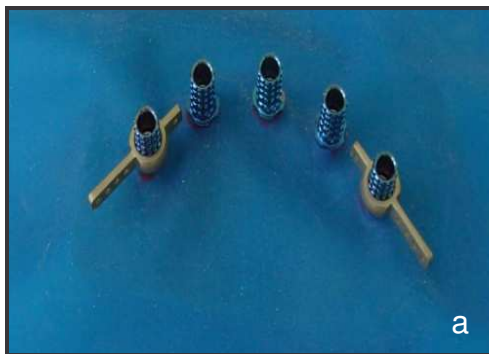


Figura 9 - Componentes Barra Distal (a),

Prova para verificação de espaços (b).



Figura 10 - Prótese (Grupo II) finalizada.

4.2.4 Análise das próteses em microscópio mensurador

As peças protéticas (G I e G II) foram posicionadas e parafusadas (uma de cada vez) na matriz metálica para avaliação da adaptação através do teste do parafuso único. As leituras foram feitas utilizando um microscópio mensurador (UHL VMM 100BT) com precisão de 0,0005 mm e aumento de até 120X (Figura 11). Para isso, o parafuso correspondente ao implante 1, foi apertado com auxílio de um torquímetro em 10N/cm. Verificou-se o grau de desadaptação do componente correspondente ao implante 5, nas faces lingual e vestibular, em um ponto medial (Figura 12). Este procedimento foi repetido três vezes e assim, estabelecido uma média aritmética. Da mesma forma, foi realizado com o parafuso correspondente ao implante 5 para avaliação no implante 1.

Este procedimento foi realizado para avaliar a possível relação entre a quantidade de tensões geradas ao redor dos implantes e a desadaptação horizontal existente.



Figura 11 - Microscópio mensurador.

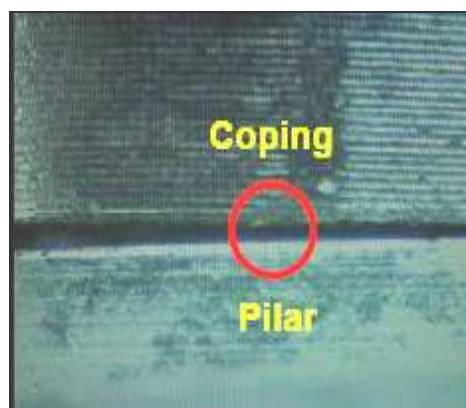


Figura 12 - Visão microscopia do desajuste da interface pilar/coping.

4.2.5 Obtenção do modelo fotoelástico

Para confecção do modelo fotoelástico, foi realizada moldagem de transferência, onde foram fixados sobre as réplicas dos implantes da matriz metálica componentes de impressão rotacionais quadrados (Neodent, Curitiba - PR). Para isso, foram feitas amarras com fio dental (Johnson & Johnson- Brasil) e esplintagem com resina acrílica (Pattern GC - Japão) utilizando a Técnica de Neolon (Figuras 13 a e b).

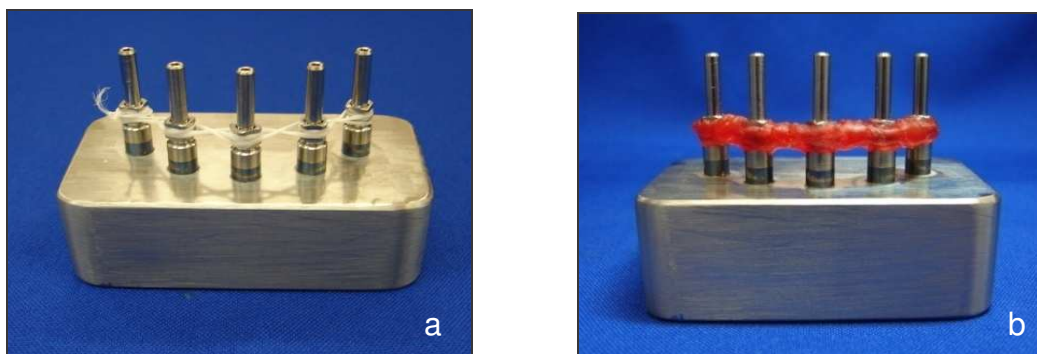


Figura 13 - Componentes de moldagem com amarras (a), Componentes esplintados (b).

Após a polimerização da resina acrílica (Pattern GC-Japão) entre os transferentes de impressão (20 minutos), a resina foi seccionada nos espaços “inter-transferentes”, utilizando disco carburundum (Figura 14a). Depois de seccionados, foram novamente unidos com resina, empregando a mesma técnica utilizada anteriormente (Figura 14b). Este procedimento foi realizado no intuito de reduzir as distorções provocadas pela contração de polimerização da resina.

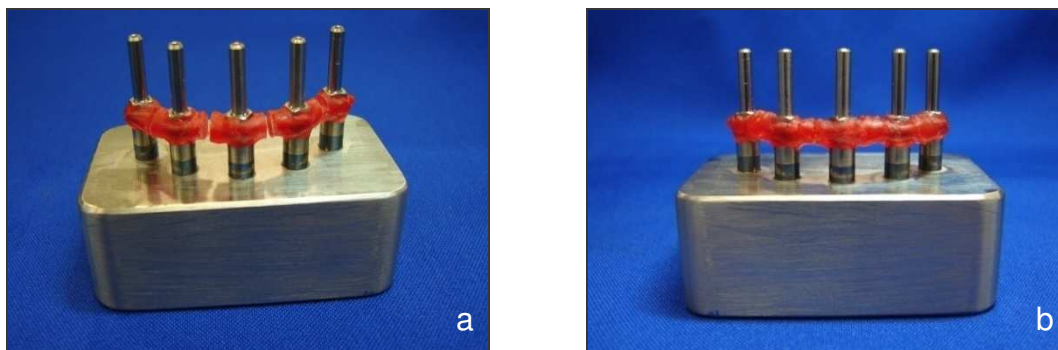


Figura 14 - Resina seccionada (a),

Transferentes unidos novamente (b).

O conjunto, matriz metálica e transferentes fixados entre si com resina acrílica (Pattern GC - Japão), foi colocado no interior de um anel de PVC com 100 mm de diâmetro e altura de 60 mm fixado sobre um azulejo com auxílio de cera 7 (Clássico Artigos Odontológicos Ltda., SP) - (Figura 15a). Assim, a moldagem com silicone de duplicação Silibor (Clássico Artigos Odontológicos Ltda. SP) foi realizada. Para isso, de acordo com as recomendações do fabricante, o material foi manipulado na proporção de 350 ml de silicone para 12 ml de catalizador, e então, vertido para o interior do anel de PVC (Figura 15b). Concluído o prazo de polimerização (72 horas) os parafusos de fixação dos componentes foram soltos e a matriz removida, permanecendo os transferentes quadrados fixados no molde (Figura16).

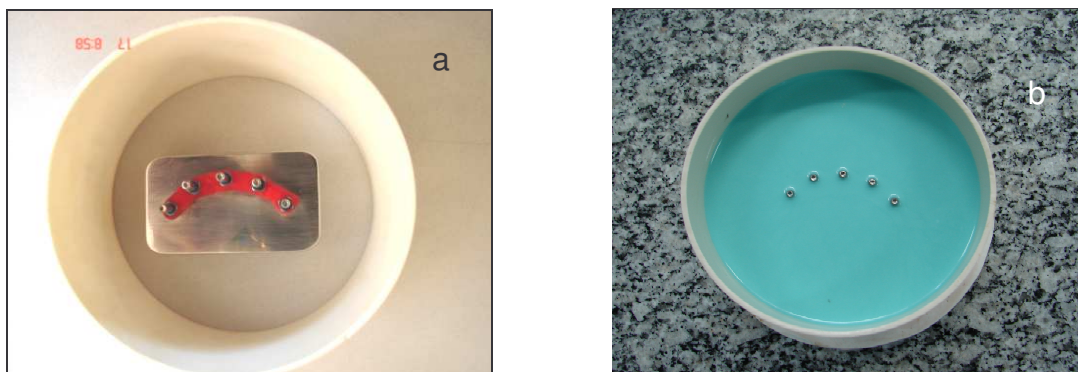


Figura 15 - Matriz/transferentes no anel de PVC (a), Anel de PVC preenchido com Silibor (b).



Figura 16 - Molde após remoção da matriz.

Cinco implantes Titamax GT, com plataforma de 4 mm, comprimento de 13 mm e cinta de 3 mm (Neodent, Curitiba-PR), foram cuidadosamente posicionados nos encaixes dos transferentes e fixados manualmente com os parafusos de fixação auxiliado por uma chave sextavada (Figuras 17 a e b).

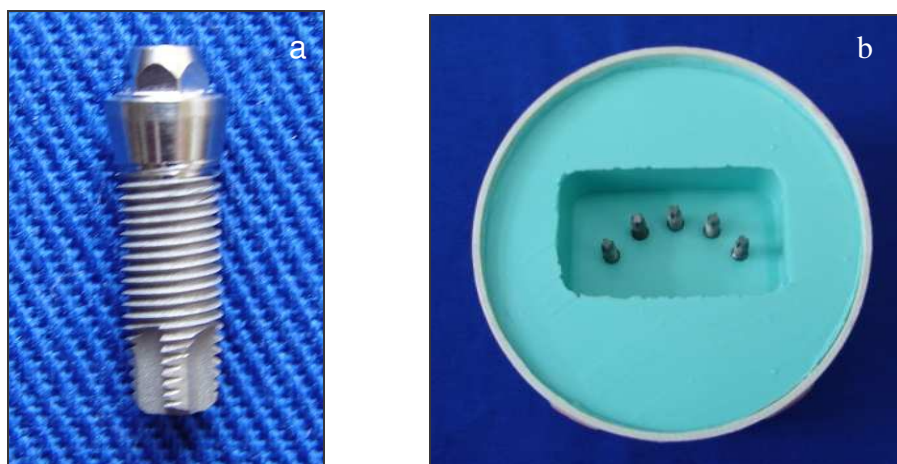


Figura 17 - Implante Titamax GT (a), Molde após fixação dos implantes (b).

A resina utilizada para a confecção do modelo fotoelástico (Araldite – Araltec, Produtos Químicos Ltda., Guarulhos - SP) é composta por dois componentes líquidos: a resina GY279 BR e o endurecedor Aradur HY2963 BR. Este material necessita apresentar certas propriedades como: ser transparente, unirrefringente quando está sob carga zero e birrefringente quando submetido a elas (Mahler & Peyton, 1955).

A quantidade utilizada de material para confecção do modelo foi de 50 ml de GY279 BR para 25 ml de HY2963 BR, conforme as recomendações do fabricante. Utilizou-se uma proveta para a dosagem e a manipulação (60 segundos) foi realizada em um recipiente de Becker com auxílio de um bastão de vidro (Figuras 18 a e b). Para eliminar bolhas de ar incorporadas durante a manipulação da resina, a mistura foi mantida em uma câmara de vácuo, acondicionada no recipiente de Becker, permanecendo no interior desta câmara por 5 minutos sob pressão negativa, de 750 mm Hg (Figura 19). Assim, de posse do molde de silicone com os implantes posicionados, foi realizado o

preenchimento do mesmo com a resina fotoelástica (Figura 20a), e aguardado 72 horas para completa polimerização e remoção do modelo, de acordo com as orientações do fabricante. Com isso, foi obtido um modelo liso e transparente com os implantes inseridos em seu interior (Figura 20b).

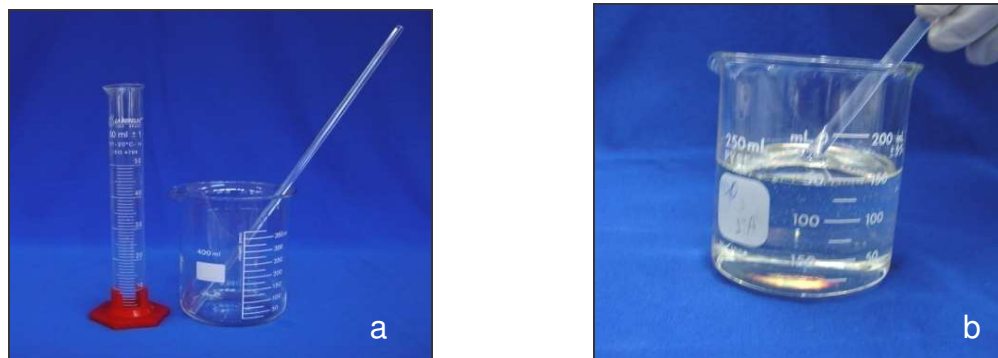


Figura 18 - Utensílios utilizados para dosagem e manipulação da resina fotoelástica (a), Manipulação da resina (b).



Figura 19 - Câmara de vácuo.

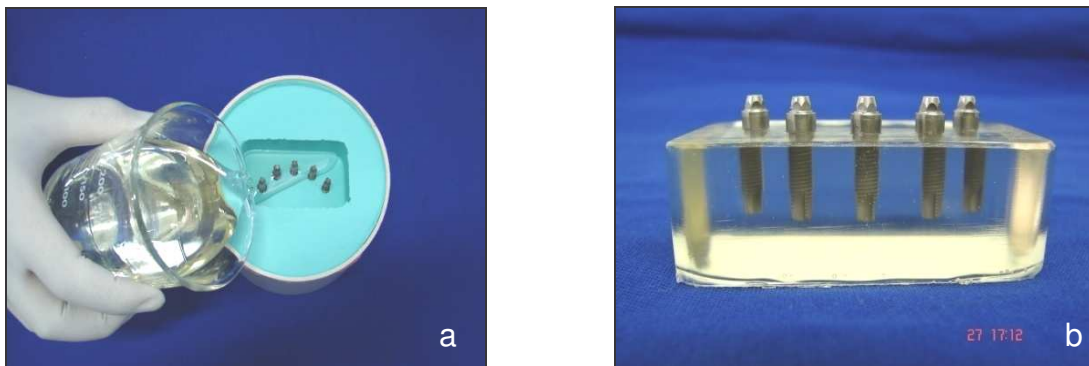


Figura 20 - Preenchimento do molde com resina (a), Modelo fotoelástico finalizado (b).

4.2.5 Fotoelasticidade

A fotoelasticidade é uma técnica experimental para análise de tensões, útil no emprego de materiais com geometria complexa. Esta técnica é baseada na propriedade óptica de certos materiais transparentes, que quando submetidos a tensões, apresentam diferentes índices de refração em diferentes direções ao longo de seu corpo (Dally & Riley, 1978). O índice de refração é a relação entre a velocidade de propagação da luz no vácuo e a velocidade de propagação da mesma em um material qualquer. Em materiais que apresentam propriedades fotoelásticas, mudanças no índice de refração ocorrem na medida em que a tensão é aplicada. A associação de filtros dispostos entre o observador, a fonte luminosa e o modelo nos permitem a observação deste fenômeno. Tais filtros compõem um aparelho utilizado na técnica denominado polariscópio.

Este aparelho é constituído de uma parte óptica e outra parte mecânica. Na parte óptica ele possui uma fonte de luz branca (lâmpada Photoflood - General & Electric-500 W), um difusor, filtros polarizadores e um filtro analisador. A luz branca apresenta diferentes comprimentos de onda, que através de filtros pode ser polarizada em diferentes cores. Na parte mecânica, interposta entre os conjuntos polarizador e analisador, o aparelho apresenta um dispositivo, que possibilita posicionar o modelo a ser analisado no centro geométrico dos filtros. Como equipamento auxiliar, acopla-se no polariscópio uma câmera digital que

permite registrar as franjas (cores), por meio de fotografias e/ou vídeos (Figura 21).

O polariscópio permite visualizar dois tipos de franjas: os padrões coloridos (claros), que são as franjas isocromáticas, as quais mostram a intensidade das tensões, e as linhas escuras, chamadas isoclínicas, sobrepostas às franjas coloridas relacionadas com a direção das tensões. Para visualização dos padrões isocromáticos (franjas coloridas), deve-se eliminar as isoclínicas (franjas escuras), e isso pode ser realizado com uso de filtros. Estes filtros, chamados placas “quarter-wave”, irão cancelar rotações das ondas de luz, anulando as franjas isoclínicas (escuras). Esse arranjo é chamado de polariscópio circular (utilizado nesta pesquisa).

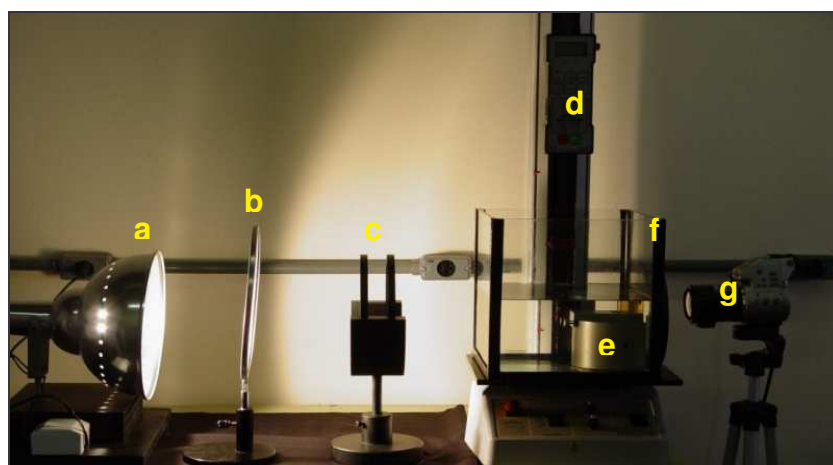


Figura 21 - **Polariscópio**. a. Refletor de luz Photoflood; b. Difusor de luz; c. Filtros polarizadores; d. Aparelho para aplicação de cargas; e. Base para o posicionamento do modelo fotoelástico; f. Filtro analisador; g. Máquina fotográfica digital.

Para uma melhor nitidez das imagens, os modelos quando analisados, são imersos em um tanque contendo óleo mineral puro (Campestre Ind. e Com. de Óleos Vegetais Ltda. - São Bernardo do Campo – SP), o que possibilita melhor visualização das franjas isocromáticas (coloridas) de forma ordenada.

A ordem de franja apresenta-se de maneira crescente quanto à tensão, sendo diretamente proporcional à magnitude das tensões geradas (Mahler & Peyton, 1955). Esta ordem é determinada fotografando as franjas inteiras, que correspondem a fases múltiplas do comprimento de onda da luz utilizada. No caso de luz branca o espectro observado no analisador, apresenta colorações típicas para as ordens de franja:

Franja de ordem $N = 0$, preta;

Franja de ordem $N = 1$, transição violeta/azul;

Franja de ordem $N = 2$, transição vermelho/verde;

A partir deste ponto, todas as franjas de ordens inteiras (N) são determinadas pela transição vermelho/verde (Figura 22).

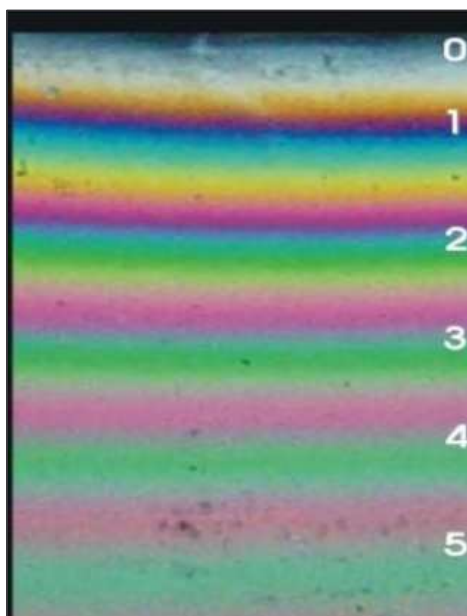


Figura 22 - Ordens de franjas. Fonte: Bernardes SR, 2004.

4.2.7 Análise fotoelástica

Foram realizadas duas análises: após o aperto dos parafusos e após aplicação de cargas oclusais. Para este procedimento, a prótese do GRUPO I foi posicionada e parafusada com auxílio de um torquímetro (torque de 10 N/cm) no modelo fotoelástico, na seguinte seqüência de aperto dos parafusos: 3, 2, 4, 1, 5. O conjunto prótese/modelo foi posicionado no polariscópio (desenvolvido no laboratório de prótese fixa da FOU SP - São Paulo) e então, executada a leitura das franjas. Os padrões de tensões estabelecidos resultantes do aperto dos parafusos foram observados e registrados através de fotografia digital (H1-Sony, Japão). Anterior a este procedimento, e demais leituras, o modelo foi levado ao polariscópio para certificar a ausência de tensões (Figura 23).

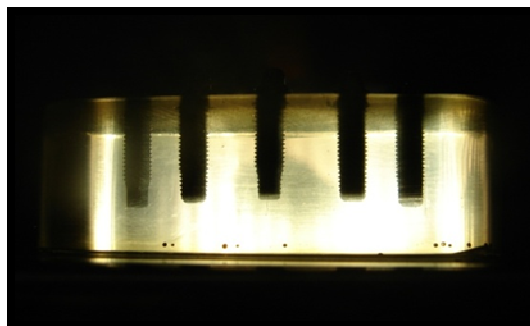


Figura 23 - Modelo livre de tensões

Para a análise do GRUPO II, a prótese do GRUPO I foi retirada do modelo fotoelástico, e este levado a uma estufa por 20 minutos calibrada em aproximadamente 50°C, para permitir a liberação das tensões induzidas. Após este procedimento foi realizada a leitura das franjas e registradas da mesma maneira que no GRUPO I.

Para aplicação de cargas, a prótese do GRUPO I foi posicionada e parafusada novamente com auxílio de um torquímetro (torque de 10 N/cm) no mesmo modelo fotoelástico após terem sido liberadas as tensões, como descrito

anteriormente. O conjunto prótese/modelo fotoelástico foi levado ao polariscópio circular com um dinamômetro digital acoplado a uma máquina de ensaio universal (Versatest, Mecmesin, Inc – EUA - Figura 24), onde foi aplicada carga oclusal de 100 N em um ponto central sobre uma placa de inox com dimensões de 60 x 35 x 02 mm (Figura 25). Nesta placa havia uma perfuração de diâmetro igual ao diâmetro da ponta de aplicação de cargas para padronizar o carregamento (Figura 26). Anterior a este procedimento, foi realizado ajuste oclusal na prótese, para que a placa fosse posicionada de maneira uniforme nas faces oclusais e incisais dos dentes artificiais da mesma. Os padrões de tensões estabelecidos resultantes da aplicação de cargas foram observados e registrados através de fotografia digital (H1-Sony, Japão).



Figura 24 - Aparelho de aplicação de cargas.



Figura 25 - Placa de inox.

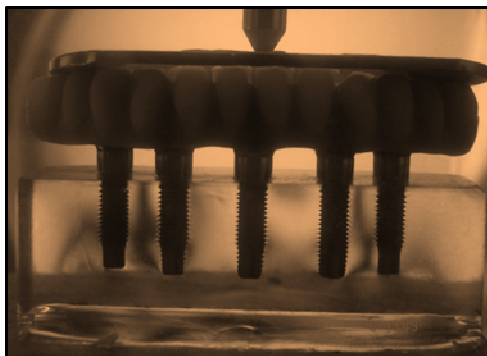


Figura 26 - Forma de aplicação de carga.

Após este procedimento, a peça protética foi novamente retirada do modelo fotoelástico e este levado a estufa calibrada para permitir a liberação das tensões induzidas. A seguir, o mesmo procedimento foi realizado para prótese do GRUPO II.

4.2.8 Forma de análise dos resultados

Os resultados foram analisados pelo método visual das franjas fotoelásticas (de acordo com a Figura 22), por um único avaliador, a partir da observação de imagens obtidas no polariscópio circular acoplado a uma câmera digital Sony Cybershot DSC - H1 (Sony Corp - Japão). As tensões fotoelásticas foram analisadas e comparadas visualmente por contagem de número de franjas ao redor de cada implante. Desta forma, foi possível identificar a magnitude da tensão, bem como registrar a proximidade das franjas umas das outras, para avaliar a concentração de tensão.

De acordo com Mahler & Peyton, 1955:

- Quanto maior o N > magnitude de tensões
- Quanto mais próximas as franjas uma das outras > a concentração de tensões.

Visto que esta é uma análise qualitativa não foi realizada análise estatística.

5 RESULTADOS

5.1 TABELAS

As tabelas apresentam as médias em micrometros, de desadaptação das próteses do Grupo I e II.

Tabela 1: Média aritmética do Grupo I, na posição distal ao aperto dos parafusos.

Grupo I	Posição distal ao aperto do parafuso 1 (μm)	Posição distal ao aperto do parafuso 5 (μm)
V	143,0	99,3
L	139,0	79,0
Média	141,0	89,1

Média final Grupo I – 115,0 μm

Tabela 2: Média aritmética do Grupo II, na posição distal ao aperto dos parafusos.

Grupo II	Posição distal ao aperto do parafuso 1 (μm)	Posição distal ao aperto do parafuso 5 (μm)
V	70,3	105,3
L	83,3	100,0
Média	76,8	102,7

Média final Grupo II – 89,7 μm

5.2 ANÁLISE FOTOELÁSTICA

5.2.1 Análise das tensões após aperto dos parafusos

As imagens abaixo (Figuras 27 e 28) apresentam uma vista frontal onde observa-se a diferença no padrão de tensões entre as duas modalidades de próteses visualizadas após o aperto dos parafusos. Nota-se que houve maior formação de tensões no Grupo I em relação ao Grupo II.

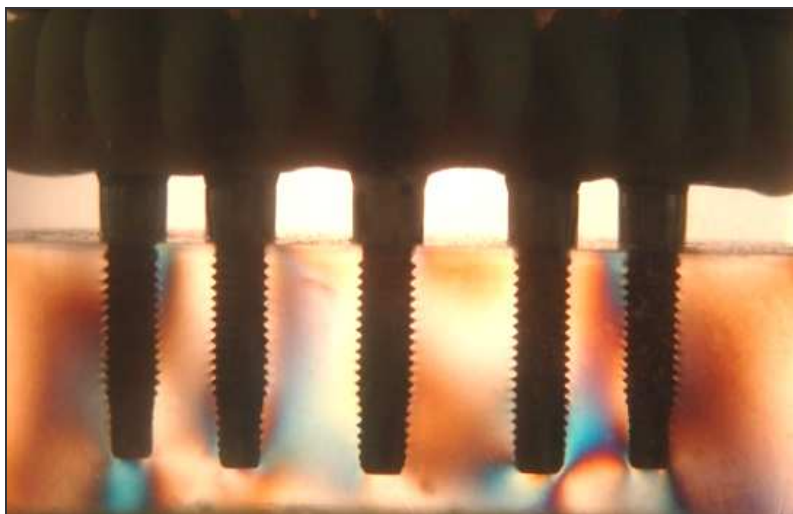


Figura 27 - Concentração de tensões no Grupo I.

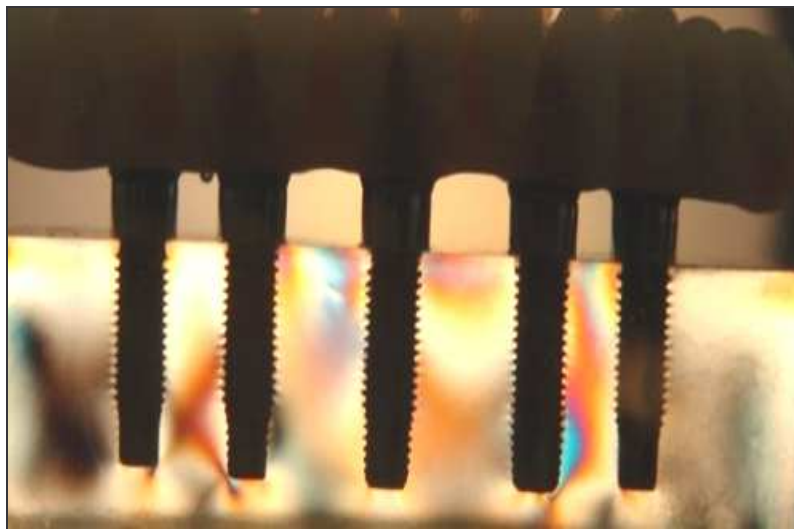


Figura 28 - Concentração de tensões no Grupo II.

Grupo I:

De acordo com as imagens digitais, pôde-se observar que após o aperto dos parafusos na sequência estabelecida e com torque de 10 N/cm, houve formação de tensões no implante 1 em 2/3 de sua face distal, na região cervical da face mesial e ainda, na região apical. Pôde-se observar também formação de tensões na região do terço apical entre os implantes 2 e 3. Entre os implantes 4 e 5 próximo ao terço apical e, no terço cervical da face mesial do implante 5. Tensões são visualizadas também na região apical dos implantes 4 e 5 (Figura 29). Neste Grupo as ordens de franjas apresentaram N=1.

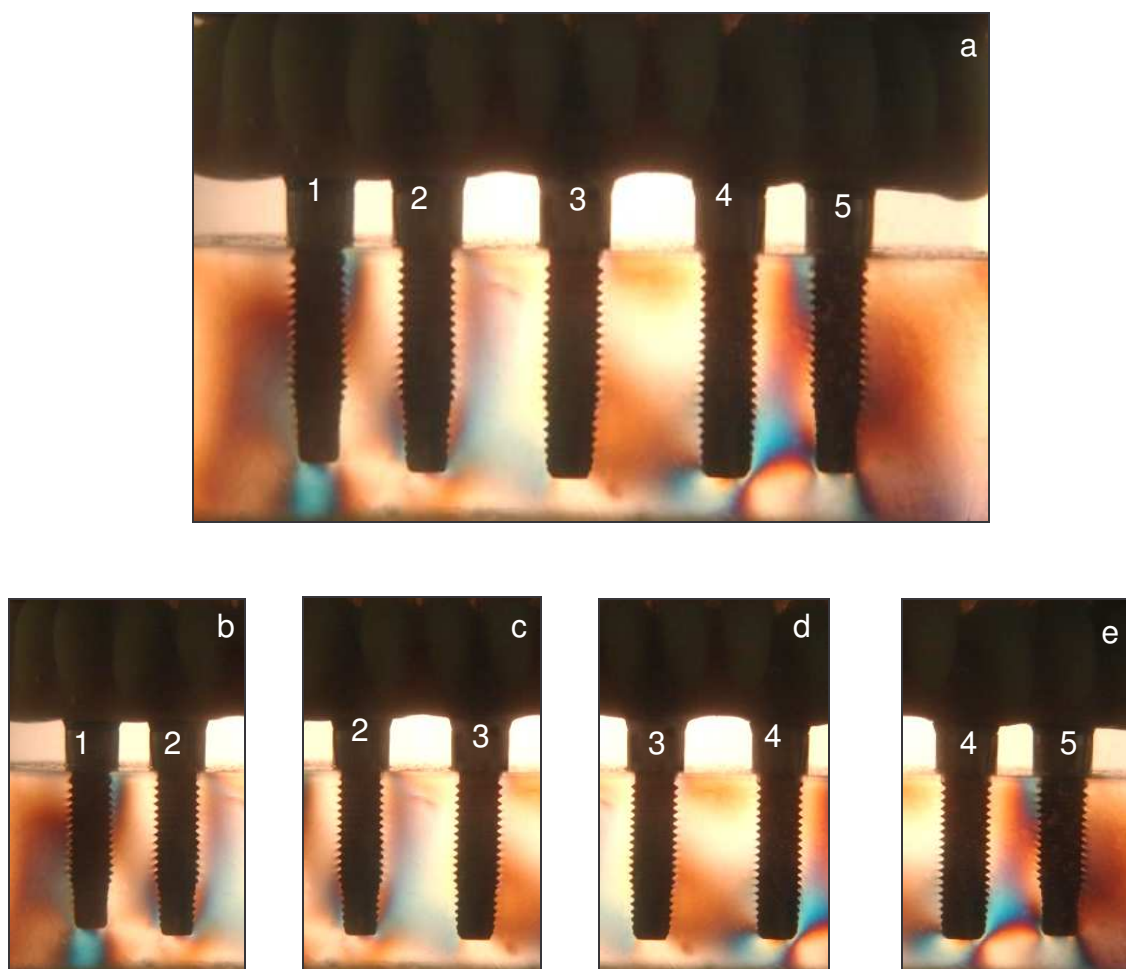


Figura 29 - Vista frontal após aperto dos parafusos (a), vista entre implantes 1 e 2 (b), Vista entre implantes 2 e 3 (c), Vista entre implantes 3 e 4 (d), Vista entre implantes 4 e 5 (e).

Grupo II:

Analisando o Grupo II verificou-se que houve formação de tensões entre os implantes 2 e 3 na região cervical dos mesmos, bem como em toda face distal do implante 4, e em uma pequena parte do terço cervical na face mesial do implante 5 (Figura 30). As ordens de franjas apresentaram N=1.

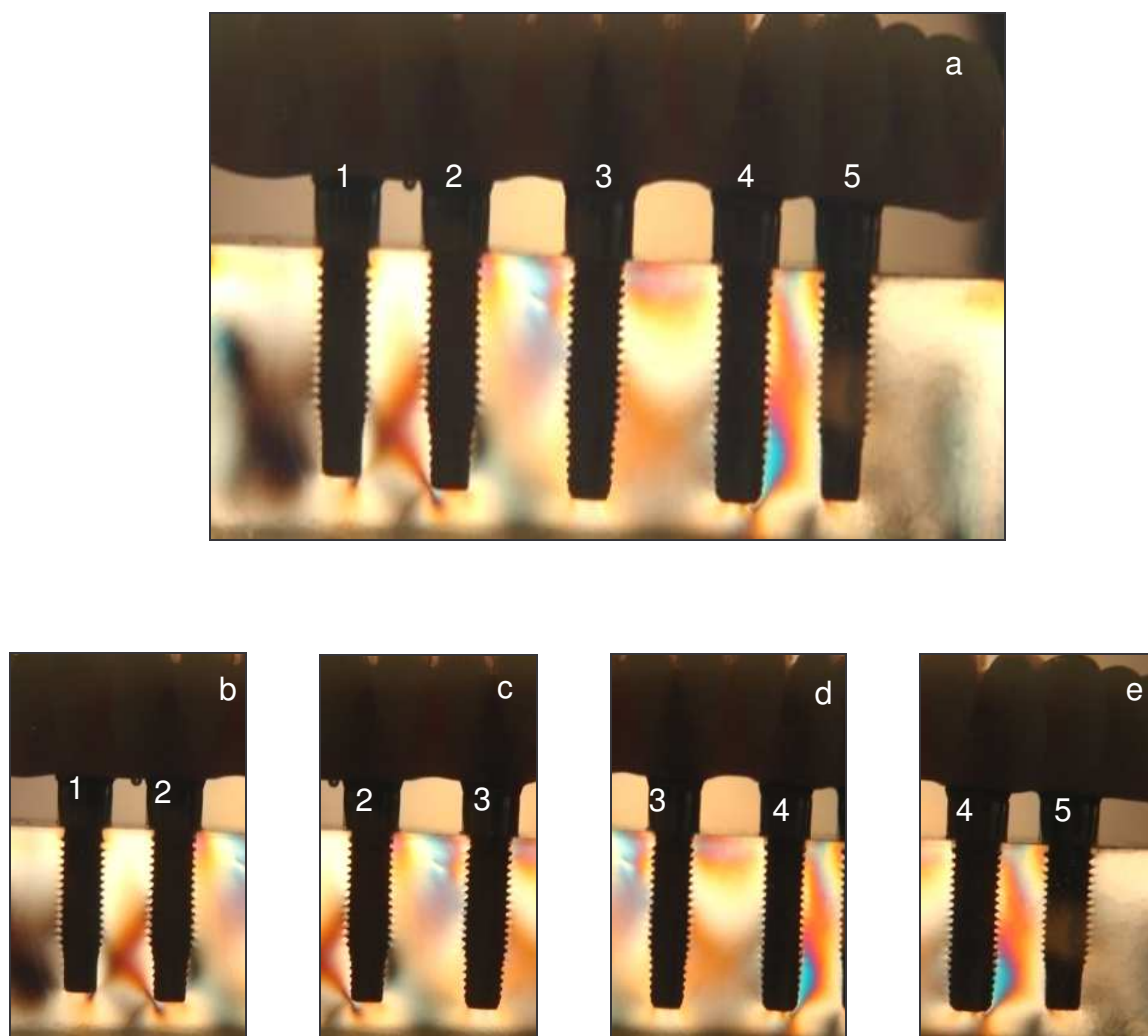


Figura 30 - Vista frontal após aperto dos parafusos (a), Vista entre implantes 1 e 2 (b), Vista entre implantes 2 e 3 (c), Vista entre implantes 3 e 4 (d), Vista entre implantes 4 e 5 (e).

5.2.2 Análise das tensões após carregamento oclusal

As imagens abaixo (Figuras 31 e 32) apresentam uma vista anterior das próteses visualizadas após o carregamento oclusal de 100 N. Nota-se uma grande formação de tensões no Grupo II quando comparado ao Grupo I.

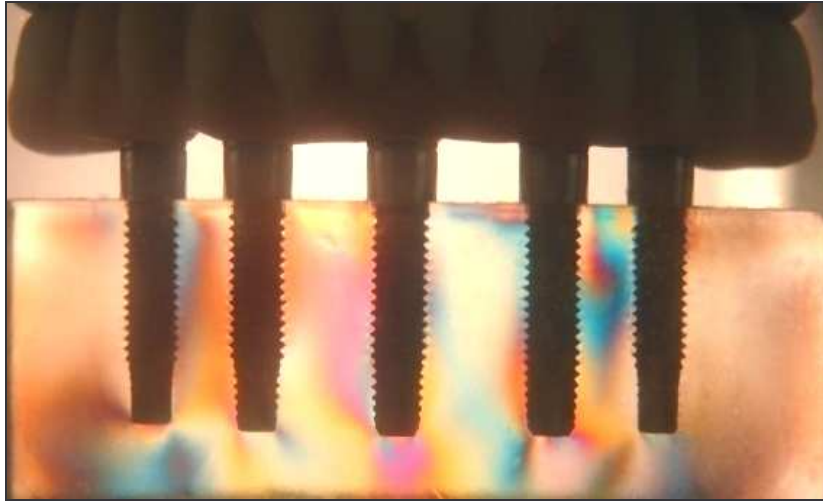


Figura 31 - Concentração de tensões no Grupo I.

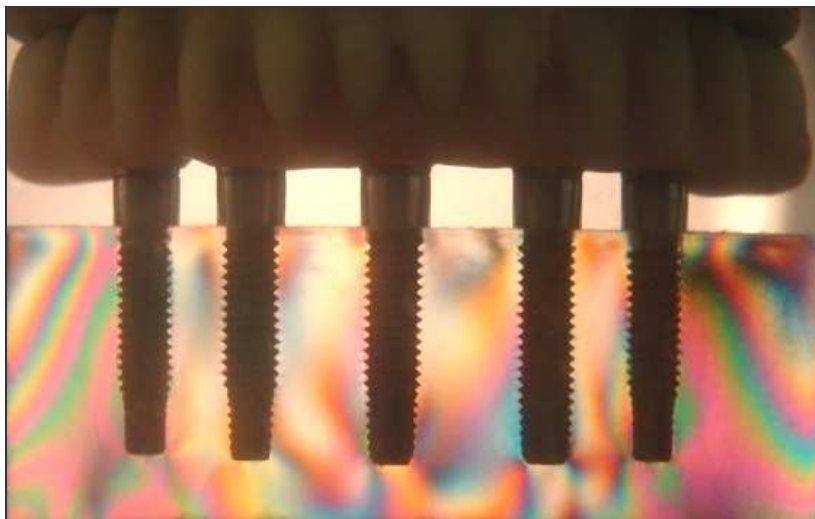


Figura 32 - Concentração de tensões no Grupo II.

Grupo I:

Analisando as imagens pôde-se observar que, após o carregamento oclusal de 100 N, houve formação de tensões no implante 1 em sua face mesial e região apical (N=1); tensão ao redor do implante 3 (N=2); formação de tensões ao redor do implante 4; e entre os implantes 4 e 5 (N=1). Pôde - se observar também formação de tensões na região apical de todos os implantes (Figura 33).

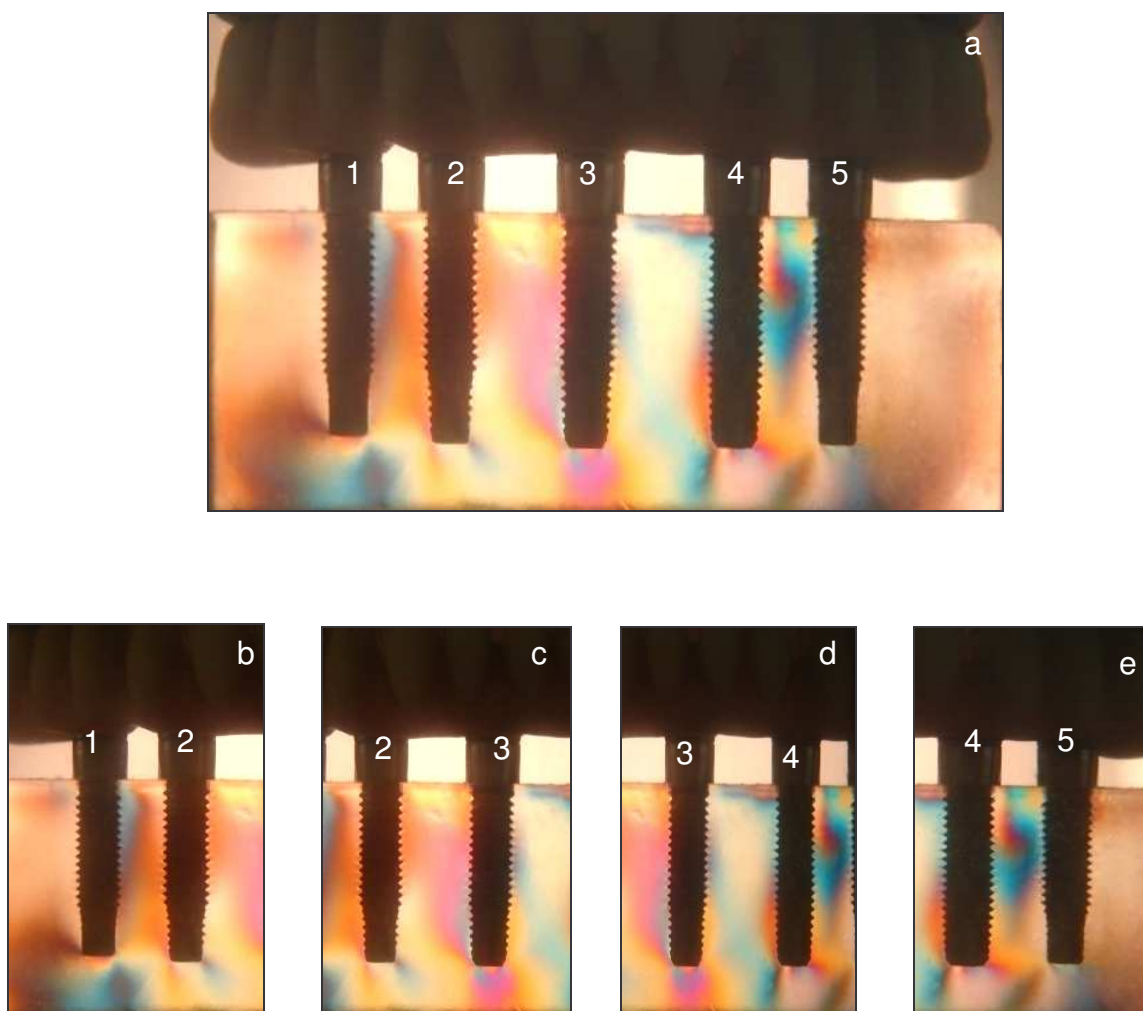


Figura 33 - Vista frontal após carregamento oclusal (a), Vista entre implantes 1 e 2 (b), Vista entre implantes 2 e 3 (c), Vista entre implantes 3 e 4 (d), Vista entre implantes 4 e 5 (e).

Grupo II:

Analisando o Grupo II, verificou-se que houve formação de tensões em quase todas as faces dos implantes, com destaque para as regiões apicais (N=2) e distal dos implantes 1 e 5 (N=3), (Figura 34).

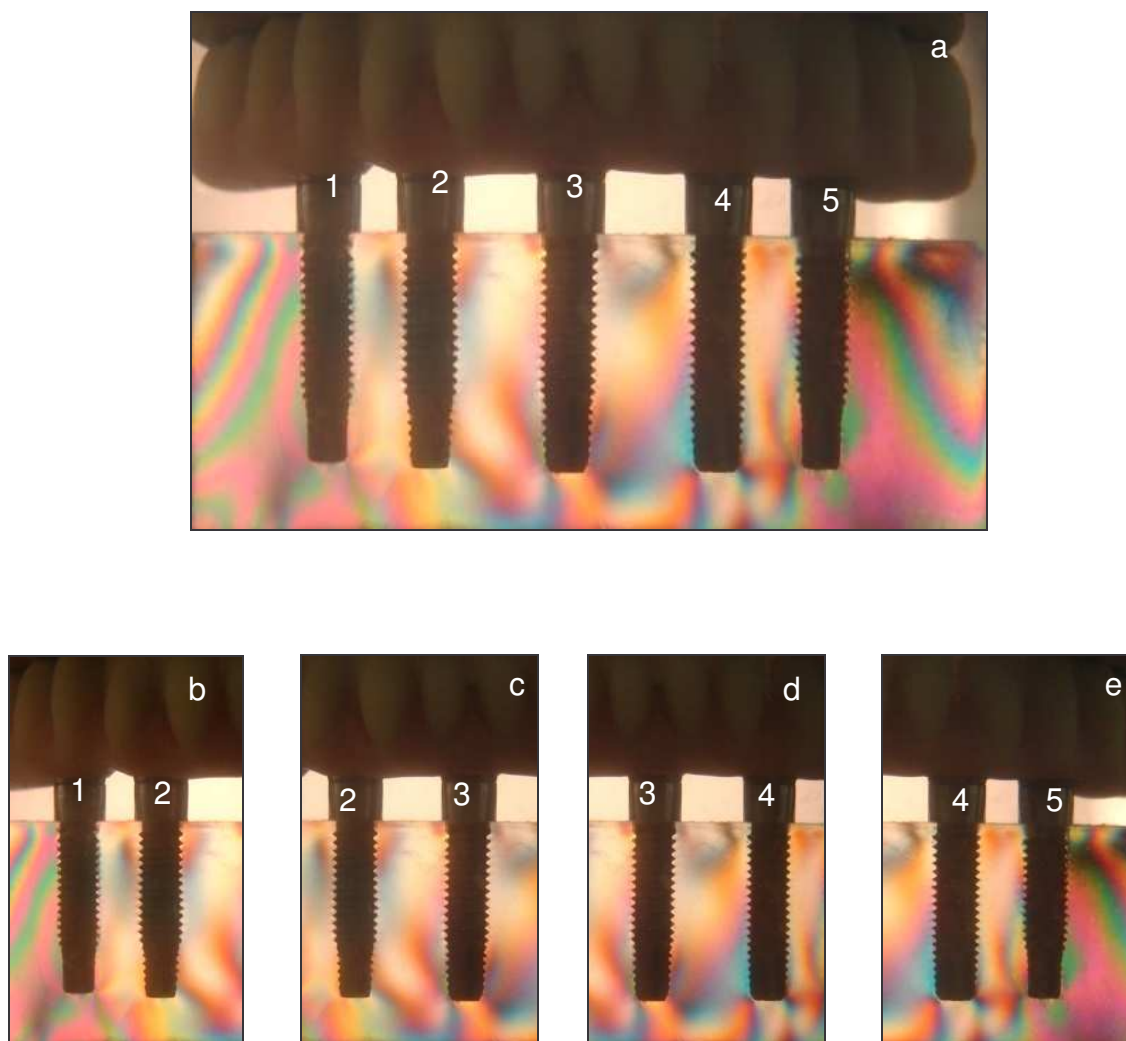


Figura 34 - Vista frontal após carregamento oclusal (a), Vista entre implantes 1 e 2 (b), Vista entre implantes 2 e 3 (c), Vista entre implantes 3 e 4 (d), Vista entre implantes 4 e 5 (e).

6 DISCUSSÃO

A maioria das pesquisas em implantodontia associa o sucesso clínico a fatores relacionados à biomecânica. A falta de observação destes fatores, em prótese tipo protocolo, pode implicar em: fratura da infra-estrutura metálica, afrouxamento e/ou fratura de parafusos protéticos, fratura do material estético, fratura dos implantes, reabsorções ósseas e, até mesmo, o insucesso total na osseointegração (Branemark *et al.*, 1977; Bidez & Misch, 1992; Brunski & Skalak, 1993; Weinberg, 1993; Misch CE, 2000; Sahin *et al.*, 2002; Misch CE, 2006).

Preocupados com isso, e por não terem sido encontrados trabalhos na literatura consultada, relacionando biomecânica com próteses implanto-suportadas tipo Barra Distal, acreditamos na necessidade de mais estudos com esta modalidade protética.

Alguns autores concordam que fatores como: tipo, localização, número e angulação dos implantes (Skalak, 1983; Lum, 1992; Brunski & Skalak, 1993; Cehreli *et al.*, 2004) e tipos de intermediários (Damaceno, 2007), podem gerar diferentes padrões de tensões. Para minimizar a interferência destas variáveis, nesta pesquisa foi utilizado para ambos os grupos experimentais, um modelo com cinco implantes distribuídos de acordo com o protocolo Branemark, inseridos com angulações de 90º em relação a sua base e de corpo único, portanto, sem intermediários.

Os estudos também mostram que cargas oclusais incididas no sentido vertical são as de eleição e menos nocivas para o equilíbrio do sistema estomatognático (Lindquist *et al.*, 1988; Rangert *et al.*, 1989; Richter, 1989; Meriscske-Stern *et al.*, 1992; Sahin *et al.*, 2002), sendo este um fator fundamental para a longevidade da osseointegração. Desta forma, aqui foi empregado um sistema que permitisse a aplicação de cargas axiais em todos os dentes artificiais em um mesmo momento, simulando uma situação clínica ideal. Para isso, foi utilizada uma placa metálica posicionada sobre os dentes artificiais após ajuste

oclusal, conseguindo assim, uma distribuição homogênea das mesmas, sobre os corpos-de-prova.

Para comparar com o sistema Barra Distal, optou-se pelo método de confecção de próteses fixas tipo protocolo onde os implantes foram esplintados com barra metálica soldada a laser, por ser a técnica que apresentou melhores resultados de adaptação passiva quando comparada com monobloco confeccionado pela técnica da cera perdida e fundição em titânio. De acordo com os trabalhos de Tambasco *et al.*, 1996; Chai & Chou, 1998; Ortorp *et al.*, 1999; Sousa & Nóbilo, 2001; Wiskott *et al.*, 2001 e Cariello, 2007, isto ocorre devido a utilização de componentes pré-fabricados e a solda laser proporcionar menor distorção da peça e maior precisão no momento da soldagem.

Porém, evidências científicas e a tecnologia empregada para construção destas próteses demonstram que o assentamento passivo absoluto ainda não pode ser obtido (Sahin & Cehreli, 2001). Sabe-se até então, a dificuldade de quantificar o quanto as estruturas ósseas adjacentes aos implantes podem suportar as tensões geradas pela falta de passividade das próteses implanto-suportadas. Esta questão fica mais complexa quando associam às tensões induzidas pelas forças oclusais fisiológicas, as forças parafuncionais. Assim, vê-se a necessidade de mais estudos para elucidar este problema.

Vale salientar que as tensões são induzidas aos implantes desde o aperto dos parafusos protéticos, mesmo em próteses com desajustes baixos (inferior a 150 μm), conforme citado por Sahin & Cehreli em 2001, o que também foi observado em ambas as próteses utilizadas nesta pesquisa.

De acordo com os estudos de Parr *et al.*, 1985; Sjögren, 1988; Lautenschlager & Monaghan, 1993; Craig *et al.*, 1997 e Anusavice, 2003; o titânio e suas ligas, mesmo apresentando dificuldades no processo de fundição, têm sido uma alternativa às ligas nobres por apresentar propriedades mecânicas como: resistência à fratura, baixo peso, biocompatibilidade, resistência à corrosão e à degradação eletroquímica.

Concordamos com Clelland *et al.* (1991), onde afirmaram que as infra-estruturas confeccionadas em titânio favorecem a distribuição de tensões na interface osso-implante, e não sofre fadiga sob forças oclusais, porque este apresenta módulo de elasticidade compatível ao do osso, reforçando a tese de que os implantes devem ser esplintados em prótese tipo protocolo. Estando assim, em conformidade com as afirmações de Branemark *et al.*, 1977; Adell *et al.*, 1981; Skalak, 1983; Richter, 1989; Jemt, 1991; Weinberg, 1993; Tarnow *et al.*, 1997; Ortorp *et al.*, 1999; Szmuckler-Moncler *et al.*, 2000 e Misch CE, 2006.

Nesta investigação foi utilizado o método da análise fotoelástica quasi-tridimensional associada à microscopia óptica, através do qual foi possível determinar o grau de desadaptação e a distribuição das tensões geradas no sistema prótese/implantes. Método este, eleito por apresentar condições de análise de tensões em estruturas complexas (design dos implantes), onde estas podem ser visualizadas diretamente no modelo de estudo e registradas por meio de fotografias e/ou vídeos, facilitando assim, sua localização e magnitude, sendo que, em outros métodos analíticos são necessários gráficos e esquemas de distribuição de forças construídos a partir de dados numéricos (Mahler & Peyton, 1955; Thayer & Caputo, 1980; Campos Jr. *et al.*, 1986; Caputo & Standlee, 1987; Caputo, 1993; Millington & Leung, 1995; Cehreli *et al.*, 2004; Bastos, 2005). Por apresentar estas características, ela é considerada uma metodologia simples, barata, de fácil análise e aplicável em estudos de comportamento biomecânico.

Apesar desta metodologia, apresentar limitações pela possibilidade de ocorrer interpretação individual para diferentes examinadores, Clelland *et al.* (1993) e Fernandes *et al.* (2003) relataram que o mesmo possui alto índice de correlação de resultados obtidos em outros métodos de análise de tensões como a extensometria. Como é próprio do método utilizado neste estudo (espessura do modelo), não foi possível a obtenção de informações quantitativas a respeito da resposta mecânica sobre as tensões nos modelos. Motivo pelo qual, não foi realizada análise estatística.

No presente trabalho, assim como nos estudos de Waskewickz *et al.* (1994); Millington & Leung (1995); Guichet *et al.* (2000) e Tamião (2007), o aperto dos parafusos, conforme observado nas Figuras 27 e 28, gerou tensões ao redor dos implantes, sendo que a magnitude dessas tensões dependeu da desadaptação entre as próteses e os implantes, corroborando também com resultados encontrados por Sahin & Cehrelli (2001), Ueda *et al.* (2004) e Damaceno (2005). A seleção da sequência 3, 2, 4, 1, 5 de aperto dos parafusos, para execução desta pesquisa, foi baseada nos resultados encontrados por Damaceno (2005) e Kleine (2005), onde demonstraram gerar menor quantidade de tensões aos implantes em relação a outras sequências em próteses tipo protocolo.

Em concordância com o estudo de Assif (1996), os resultados demonstraram que houve maior concentração de tensões (formação de franjas fotoelásticas) ao redor dos implantes distais no Grupo II após o carregamento oclusal, fato que segundo Skalak (1983) e Weinberg (1993), ocorre na presença de cantilever que provoca aumento das tensões nos implantes mais próximos a ele, devido a produção de um sistema de alavanca classe I, o qual altera a direção e a magnitude das forças aplicadas aos pilares. Ainda em relação ao padrão de tensões, ambos os grupos apresentaram, de um modo geral, concentração maior de tensões na região dos terços médio e apical dos implantes, padrões estes semelhantes àqueles encontrados por Cehrelli *et al.*, 2004; Ueda *et al.*, 2004 e Tamião, 2007. Este fato ocorreu provavelmente pela forma de aplicação de cargas, ou seja, no sentido axial.

Os resultados deste estudo demonstraram que houve maior desadaptação marginal no Grupo I (115,0 μm) em relação ao Grupo II (89,7 μm) quando os parafusos foram apertados, ocorrendo também maior formação de tensões neste grupo (G I), quando comparado ao Grupo II (Figuras 27 e 28). Isso se deve ao fato de que mesmo utilizando soldagem a laser a distorção da infraestrutura não é completamente eliminada. Esta distorção interfere na passividade

da prótese transmitindo assim, mais tensões aos implantes. Ao contrário do Grupo I, a prótese do sistema Barra Distal (Grupo II) apresentou menor concentração de franjas, ou seja, menor formação de tensões, quando os parafusos foram apertados. A explicação para isso é devido à utilização, neste sistema, de componentes de titânio pré-fabricados e a não utilização de infra-estrutura metálica confeccionada em laboratório, gerando desta forma, menos tensões.

Wee *et al.*, em 1999, relataram que “...se a soma das distorções provocadas pelos procedimentos laboratoriais de confecção das estruturas fossem colocadas em uma equação de distorção e o resultado for igual a zero, o assentamento passivo da peça sobre os pilares é alcançado”. Isto reforça a explicação para o melhor comportamento fotoelástico observado para o Grupo II, ou seja, neste grupo não foi utilizado infra-estrutura metálica. Deste modo, a prótese do Grupo II demonstrou, através da visualização de franjas, ser um sistema que gera inicialmente menores tensões ao redor dos implantes e apresenta melhor adaptação passiva. Porém, de acordo com os resultados, este fenômeno mudou quando cargas de 100 N foram aplicadas no sentido axial, ou seja, no Grupo II foi visualizado um número muito maior de franjas que no Grupo I (Figuras 31 e 32). Isso ocorreu, provavelmente, devido ao módulo de elasticidade da resina acrílica (85 Mpa) ser menor que a do titânio (11000 Mpa) da barra soldada, causando assim, maior deformação flexural quando cargas foram aplicadas, e como consequência, transmitindo mais tensões ao redor dos implantes.

Autores como Castellon *et al.*, 2004; Lazzara *et al.*, 2004; Misch CM, 2004; Nary *et al.*, 2004 e Thomé *et al.*, 2006, afirmaram que o sistema sem infra-estrutura metálica para prótese protocolo com carga imediata é viável, baseando nos estudos de Testori *et al.*, 2003, onde está relatado o benefício a ser considerado na qualidade óssea, quanto à aplicação de carga imediata na osseointegração. Este processo ocorre através da bioestimulação mecânica devido à carga fisiológica existente, remodelando o tecido ósseo ao redor do

implante (Lei de Wolff). Entretanto, para que isso ocorra, o valor desta carga deve ficar restrito a certos limites, permitindo apenas micromovimentos na ordem de 50 a 150 µm na interface osso/implante. Quando estes valores são ultrapassados, é possível a ocorrência da interposição de tecido conjuntivo, ocorrendo encapsulamento fibroso e falha na osseointegração (Szmuckler-Moncler *et al.*, 2000).

Transferindo hipoteticamente os resultados laboratoriais aqui encontrados, para uma situação clínica real e, baseando-se nos estudos de Rangert *et al* (1989); Meriscske-Stern *et al.* (1992); Brunski e Skalak (1993), Misch CE (2000) e Sahin *et al.* (2002), onde afirmaram que fatores importantes como tipo de mastigação (frequência, força de mordida e sequência do ciclo mastigatório); parafunções; padrão oclusal; tamanho, forma e localização dos implantes e o tipo de tecido ósseo adjacente, podem colaborar de uma forma negativa na biomecânica, as taxas de insucesso nas próteses tipo Barra Distal poderiam ser ainda maiores, principalmente por ser utilizada no período de osseointegração, ou seja, durante os três primeiros meses após o ato cirúrgico (Branemark & Zarb, 1987).

Outro ponto a ser considerado seria a ação da contração de polimerização da resina acrílica utilizada para união dos componentes do sistema Barra Distal à prótese previamente construída, onde teoricamente induziria mais tensões aos implantes.

No entanto, deve-se salientar que qualquer transposição para a clínica ainda pode ser considerada prematura, pois, esta pesquisa “in vitro” não pôde abordar os aspectos supracitados. Partindo do princípio que na literatura é quase unânime a tese de que os implantes devam ser esplintados com infra-estrutura metálica em caso de prótese tipo protocolo, acredita-se na necessidade de mais estudos para que possamos utilizar a técnica Barra Distal, para prótese provisória, como um tratamento seguro, eficaz e de rotina em nossos pacientes.

7 CONCLUSÃO

Com base na metodologia empregada e à luz dos resultados obtidos, pode-se concluir que:

a) Houve maior formação de tensões no G I (protocolo soldado a laser) em relação ao G II (Barra Distal), após aperto dos parafusos.

b) Após aplicação de cargas, ocorreu menor formação de tensões no G I em relação ao G II.

c) Após o aperto dos parafusos, houve relação entre os níveis de desadaptação marginal das próteses (G I e G II) e formação de tensões, ou seja, quanto maior a desadaptação maior a formação de tensões.

REFERÊNCIAS ¹

1. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990; 5(4): 347-59.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg. 1981; 10(6): 387-416.
3. Anusavice KJ. Phillip's Science of dental materials. 11. ed. Saint Louis: Saunders; 2003.
4. Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent*. 1996; 75(3): 285-91.
5. Baba N, Watanabe I. Penetration depth into dental casting alloys by Nd: YAG Laser. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2005; 72(1): 64-8.
6. Bastos PL. Análise fotoelástica da distribuição de tensões em próteses fixas implanto-suportadas [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2005.
7. Berg E, Wagner WC, Davik G, Dootz ER. Mechanical properties of laser-welded cast and wrought titanium. *J Prosthet Dent*. 1995; 74(3): 250-7.

¹ De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseada na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

8. Bernardes SR. Análise de tensões em implantes tipo hexágono externo, hexágono interno, cônico interno e peça única utilizando a fotoelasticidade [dissertação]. Uberlândia: UFU/FO; 2004.
9. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. J Oral Implantol. 1992; 18(3): 264-74.
10. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O *et al*. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg Suppl. 1977; 16: 1-132.
11. Brånemark PI, Zarb GA. Próteses tecido integradas la osseointegracion em la odontologia clínica. Berlin: Quintessence Books; 1987. p.117-28.
12. Brunski JB, Skalak R. Biomechanics of osseointegration and dental. In: Naert I, Steenberg DV, Worthington P. Osseointegration in oral rehabilitation. London: Quintessence; 1993. cap.7, p.133-56.
13. Campos Jr. A, Passanezi E, Nahas D, Janson WA. A fotoelasticidade na pesquisa odontológica. Parte I – Campo de aplicação. Rev Odontol Univ S Paulo. 1986; 16(1): 20-5.
14. Caputo AA. Stress analysis. Seminário de biomateriais, Science section, Abstracts. Los Angeles: UCLA School of Dentistry; 1993.
15. Caputo AA, Standlee JP. Biomechanics in clinical dentistry. Chicago: Quintessence; 1987. p.185-203.
16. Cariello MP. Análise fotoelástica das tensões induzidas por estruturas de prótese sobre implantes, fabricadas pelas técnicas monobloco, soldagem de borda e método CAD/CAM [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2007.

17. Castellon P, Block MS, Smith MB, Finger IM. Immediate loading of edentulous mandible: delivery of the final restoration or a provisional restoration – which method to use? J Oral Maxillofac Surg. 2004; 62(9 Suppl 2): 30-40.
18. Cehreli M, Duyck J, Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. Clin Oral Implants Res. 2004; 15(2): 249-57.
19. Chai T, Chou CK. Mechanical properties of laser-welded cast titanium joints under different conditions. J Prosthet Dent. 1998; 79(4): 477-83.
20. Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the screw-vent implant. Int J Oral Maxillofac Implants. 1991; (6): 391-98.
21. Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. Int J Oral Maxillofac Implants. 1993; 8(5): 541-8.
22. Clelland NL, Van Putten MC. Comparison of strains produced in a bone simulant between conventional cast and resin-luted implant frameworks. Int J Oral Maxillofac Implants. 1997; 12(6): 793-9.
23. Craig RG, Hanks CT, Kohn A, O'brien WJ, Peyton FA, Powers JM. Restorative dental materials. 10. ed. Saint Louis: Mosby; 1997.
24. Dally JW, Riley WF. Experimental stress analysis. 2. ed. Tokyo: McGraw-Hill; 1978.
25. Damaceno ARD. Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2005.

26. Damaceno ARD. Análise fotoelástica da influência de intermediários protéticos na distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas submetidas à soldagem a laser [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2007.
27. Ercoli C, Romano PR, Mardini MA, Cordaro L. Restoration of immediaty placed implants in 3 appointments: from surgical placement definitive prostheses. J Prosthet Dent. 2006; 96(3): 212-8.
28. Fanuscu MI, Caputo AA. Influence of attachment systems on load transfer of an implant-assisted maxillary overdenture. J Prosthodont. 2004; 13(4): 214-20.
29. Fernandes CP, Glantz PJ, Svensson AS, Bermark A. Reflection photoelasticity: a new method for studies of clinical mechanics in prosthetic dentistry. Dent Mater. 2003; 19(2): 106-17.
30. Gordon TE, Smith DL. Laser welding of prostheses – an initial report. J Prosthet Dent. 1970; 24(4): 472-6.
31. Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. Int J Oral Maxillofac Implants 2000; 15(2): 239-46.
32. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. Int J Oral Maxillofac Implants. 1991; 6(3): 270-6.
33. Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. J Prosthet Dent. 1998; 80(5): 559-64.

34. Kleine A. Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas obtidas pelas técnicas dos cilindros cimentados ou soldados a laser [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2005.
35. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J*. 1993; 43(3): 245-53.
36. Lazzara RJ, Testori T, Meltzer A, Misch C, Porter S, Del Castillo R *et al*. Immediate occlusal loading (IOL) of dental implants: predictable results through DIEM guidelines. *Pract Proced Aesthet Dent*. 2004; 16(4): 3-15.
37. Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated protheses. *J Prosthet Dent*. 1988; 59(1): 59-63.
38. Lum LB. A biomechanical rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol* 1992; 17(2): 126-31.
39. Lundgren D, Laurell L. The influence of number and distribution of occlusal cantilever contacts on closing and chewing forces in dentitions with implant-supported fixed protheses occluding with complete dentures. *Int J Maxillofac Implants*. 1989; 4(4): 277- 83
40. Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *J Dent Res*. 1955; 34(6): 831-8.
41. Meriscske-Stern R, Geering AH, Burgin WB, Graf H. Three-dimensional force measurement on mandibular implants supporting overdentures. *Int J Maxillofac Implants*. 1992; 7(2): 185-94.

42. Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite element. *J Craniomaxillofac Surg.* 2001; 29(2): 100-5.
43. Milington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont.* 1995; 8(6): 511-6.
44. Misch CE. *Implantes dentários contemporâneos.* São Paulo: Santos; 2000. p.629.
45. Misch CE. *Prótese sobre Implantes.* São Paulo: Santos; 2006. p.186; 531-67.
46. Misch CM. Immediate loading of definitive implants in the edentulous mandible using a fixed provisional prosthesis: the denture conversion technique. *J Oral Maxillofac Surg.* 2004; 62(9): 106-15.
47. Müller A, Silva ACBR, Trucílio Jr, Schmidt LTH. Prótese total sobre implantes com carga imediata. *RGO.* 2004; 52(2): 97-100.
48. Nary HF, Francischone JR, Cunha HA, Francischone CE, Sartori IA, Nary PE. Sistema IOL de prótese provisória em protocolo inferior com carga imediata. *Implant News.* 2004; 1(3): 209-16.
49. Ochiai KT, Ozawa S, Caputo AA, Nishimura RD. Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prothesis with segmented and non segmented abutments. *J Prosthet Dent.* 2003; 89(5): 495-502.
50. Ortop A, Linden B, Jemt T. Clinical experiences with Laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous mandible: a 5-year follow-up study. *Int J Prosthodont.* 1999; 12(1): 65-72.

51. Parr GR, Gardner LK, Toth RW. Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental material aspects. J Prosthet Dent. 1985; 54(3): 410-14.
52. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Brånemark implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1989; 4(3): 241-7.
53. Richter EJ. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. J Prosthet Dent. 1989; 61(5): 602-9.
54. Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. Implant Dent. 2001; 10(2): 85-90.
55. Sahin S, Cehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review. Implant Dent. 2002; 30(78): 271-82.
56. Sjogren G, Andersson M, Bergman M. Laser welding of titanium in dentistry. Acta Odontol Scand. 1988; 46(4): 247-53.
57. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated protheses. J Prosthet Dent. 1983; 49(6): 843-48.
58. Sousa AS, Nóbilo MAA. Análise do assentamento passivo de infra-estrutura em titânio e liga de paládio-prata fundidas em monobloco e submetidas a soldagem a laser [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2001.
59. Souza PCRD, Dinato JC, Beatrice CRS, Guastaldi AC, Bottino MA. Soldagem na odontologia: estudo de uniões soldadas empregando laser e brasagem. Rev Assoc Paul Cir Dent. 2000; 54(6): 470-5.

60. Szmuckler-Moncler S, Piatelli A, Favero GA, Dubruille JH. Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology. *Clin Oral Implant Res.* 2000; 11(1): 12-25.
61. Tambasco J, Antony T, Sandven O. Laser welding in the dental laboratory: an alternative to soldering. *J Dent Technol.* 1996; 13(4): 23-31.
62. Tamião JS. Análise fotoelástica de distribuição de tensões induzidas nas infra-estruturas implanto-suportadas, obtidas pelas técnicas de cimentação dos cilindros e de soldagem a laser das bordas antes e após a aplicação de eletroerosão. [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2007.
63. Tarnow DP, Emtiaz S, Classi IA. Immediate loading of threaded implants at stage 1 surgery in edentulous arches; ten consecutive case reports with 1- and 5-year data. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997; 12(3): 319-24.
64. Testori T, Del Fabbro M, Szmuckler-Moncler S, Fracetti L, Weinstein RL. Immediate occlusal Loading of osseointegrated implants in the completely edentulous mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003; 18(4): 544-51.
65. Thayer HH, Caputo AA. Photoelastic stress analysis of overdenture attachments. *J Prosthet Dent.* 1980; 43(6): 611-7.
66. Thomé G, Hermann C, Melo AC, Molinari AR, Vieira RA, Ponzoni D. Utilização da técnica da barra distal em mandíbulas edêntulas com carga imediata. *RGO.* 2006; 54(2): 165-8.
67. Ueda C, Markarian RA, Sendyk CL, Laganá DC. Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angled implants after installation of fixed prostheses. *Braz Oral Res.* 2004; 18(1): 45-52.

68. Uysal H, Kurtoglu C, Gurbuz R, Tutuncu N. Structure and mechanical properties of Cresco-Ti laser-welded joints and stress analyses using finite element models of fixed distal extension and fixed partial prosthetic designs. *J Prosthet Dent*. 2005; 93(3): 235-44.
69. Wang RR, Welsch GE. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding, and infrared brazing. *J Prosthet Dent*. 1995; 74(5): 521-30.
70. Waskewicz GA, Ostrowski JS, Parks VJ. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseintegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994; 9(4): 405-11.
71. Watanabe I, Topham S. Laser welding of cast titanium and dental alloys using argon shielding. *J Prosthodont*. 2006; 15(2): 102-7.
72. Wee AG, Aquilino SA, Scheneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: A review of the literature. *Int J Prosthodont*. 1999; 12(2): 167-78.
73. Weinberg LA. The Biomechanics of force distribution in implant supporting prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993; 8(1): 19-31.
74. Wiskott HWA, Doumas T, Scherrer SS, Susz C, Belser UC. Microstructures of brazings and welds using grade II commercially pure titanium. *Int J Prosthodont*. 2001; 14(1): 40-7.
75. Yamagishi T, Ito M, Fujimura Y. Mechanical properties of laser welds of titanium in dentistry by pulsed Nd:Yag laser apparatus. *J Prosthet Dent*. 1993; 70(3): 264-73.

ANEXO

Análise da desadaptação marginal (micrometros)

Tabela 3: Leituras da desadaptação no Grupo I, na posição distal ao aperto dos parafusos.

Parafuso em 1	Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Média
V	144,0	142,0	143,0	143,0
L	137,0	142,0	138,0	139,0

Parafuso em 5	Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Média
V	102,0	96,0	100,0	99,3
L	80,0	78,0	79,0	79,0

Média final 115,0 μm

Tabela 4: Leituras da desadaptação no Grupo II, na posição distal ao aperto dos parafusos.

Parafuso em 1	Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Média
V	70,0	73,0	68,0	70,3
L	83,0	84,0	83,0	83,3

Parafuso em 5	Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Média
V	108,0	103,0	105,0	105,3
L	98,0	102,0	100,0	100,0

Média final 89,7 μm